



Lasten TT-tutkimusohjeisto

Tämän oppaan valmisteluun ovat osallistuneet useat lastenradiologit sekä lasten TT-kuvaukseen perehtyneet lääketieteellisen fysiikan asiantuntijat ja laitetoimittajien edustajat, joille STUK esittää suuret kiitokset asiantuntemuksen jakamisesta ja hyvästä yhteistyöstä.

Katja Merimaa, STUK (toim.)

Raija Seuri, HUS

Ritva Bly, STUK

Anna Föhr, HUS

Eero Hippeläinen, HUS

Minna Husso, KYS

Touko Kaasalainen, HUS

Eero Kauppinen, KSKS

Reetta Kivisaari, HUS

Mika Korttesniemi, HUS

Kirsi Lauerma, HUS

Laura Martelius, HUS

Marja Perhomaa, OYS

Jukka Schildt, HUS

Sanna Toiviainen-Salo, HUS

Erja Tyrväinen, KYS

Leena Valanne, HUS

Laitetoimittajien edustajat: GE, Philips, Siemens ja Toshiba

Oppaan valmistelua kommentoilla ovat lisäksi tukeneet:

Atte Karppinen, HUS

Antti Markkola, HUS

Aki Ikonen, KSKS

Leena Valanne, HUS

Miika Nieminen, OYS

Juha Nikkinen, OYS

Suomen Radiologiyhdistyksen Lastenradiologikerhon jäsenet

Sisältö

1. Johdanto	5
2. Yleistä	6
3. TT-tutkimusten optimoinnin perusteet	7
3.1 Kuvausparametrit	7
3.2 Annos ja kuvanlaatu	12
3.3 Säteilysuojaimien käyttö	15
3.4 Tutkimukseen valmistautuminen	16
3.5 Kirjallisuutta	18
4. Laitevalmistajakohtaisia erityispiirteitä.....	19
4.1 General Electric (GE)	19
4.2 Philips	20
4.3 Siemens	22
4.4 Toshiba	23
5. Pään alue	25
5.1 Pää.....	25
5.2 Pään kuvaus aivokammioon määrittämiseksi	25
5.3 Kallon saumojen kuvaus	26
5.4 Kirjallisuutta	26
6. Korva-, nenä- ja kurkkualue	27
6.1 Nenän sivuontelot	27
6.2 Korvan alue.....	27
6.3 Kasvoluut.....	28
6.4 Kirjallisuutta	29
7. Kaulan alue	30
8. Rintakehän alue	31
8.1 Thorax.....	31
8.2 Keuhkoparenkyymin HRTT	32
8.3 Rintakehän alueen TT-angiografiat	35
8.4 Kirjallisuutta	36
9. Vatsan alue.....	37
9.1 Vatsan alueen TT-angiografiat.....	38
9.2 Kirjallisuutta	39
10. Trauma.....	40
10.1 Pään trauma.....	40
10.2 Selkärangan trauma	40
10.3 Rintakehän ja vatsan alueen trauma	41
10.4 Traumatutkimuksen suoritus	41
10.5 Kirjallisuutta	42

11. Ortopediset tutkimukset.....	43
11.1 Alaraajojen pituuseromittaus suunnittelukuvasta	43
11.2 Nivelet	43
11.3 Kasvulinjan kuvaus kasvulukon selvittämiseksi	44
11.4 Lonkkaluksaation kipsihoito.....	44
11.5 Selkäranka	44
12. Isotooppilääketieteen yhdistelmätutkimukset	46
12.1 Kirjallisuutta	48

Lasten TT-tutkimusohjeisto

1. Johdanto

Oppaassa *Lasten röntgentutkimusohjeisto* (STUK tiedottaa 1/2005) ohjeistetaan muun muassa säteilysuojaimien käyttöä ja annetaan käytännön esimerkkejä kuvausarvojen valinnasta röntgentutkimuksissa. Oppaassa *Lasten röntgentutkimuskriteerit* (STUK tiedottaa 1/2008) käsitellään kuvausindikaatioita ja diagnostista kuvanlaatua erityisesti natiivi- ja läpivalaisututkimuksissa. Vaikka molemmissa aiemmissa oppaissa on lyhyesti käsitelty myös tietokonetomografiatutkimuksia (TT-tutkimuksia), tässä oppaassa syvennetään ja täsmennetään ohjeita ottaen huomioon laitetekniikan kehityksen ja muuttuneet kuvauskäytännöt. Oppaassa *Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen* (STUK tiedottaa 1/2004) annetaan ohjeita TT-tutkimusten annosten mittaamiseen ja määritellään tarkemmin annossuureet.

Tässä oppaassa on esitetty TT-tutkimusten optimoinnin perusteet sekä neljän suurimman laitevalmistajan TT-laitteiden teknisiä erityispiirteitä, joilla on merkitystä tutkimusten optimoinnissa. TT-tutkimusten oikeutusta ja optimointia (indikaatiot, tutkimuksen suoritus) on käsitelty kullakin anatomisella alueella, ja erikseen lasten trauma ja ortopedisissä tutkimuksissa. Lisäksi oppaassa annetaan ohjeita lasten TT-kuvausten optimoimiseksi isotooppilääketieteen yhdistelmä-TT-tutkimuksissa.

2. Yleistä

Lapset ovat säteilysuojelun kannalta erityisasemassa, sillä lapsuudessa saatu säteilyaltistus aiheuttaa suuremman syövän lisäriskin kuin vastaava altistus aikuisiässä. Sen vuoksi lasten tutkimusten oikeutusharkintaan ja optimointiin on syytä kiinnittää erityistä huomiota. Säteilyturvakeskus (STUK) on julkaissut aiemmin STUK tiedottaa -sarjassa kaksi opasta, joissa käsitellään lasten röntgentutkimuksia ja tämä opas täydentää näitä aiempia julkaisuja TT-tutkimusten osalta. Vaikka lasten tutkimuksissa on pyrittävä välttämään ionisoivaa säteilyä käyttäviä kuvaustekniikoita, tarvitaan TT-tutkimuksia edelleen myös lasten kuvantamisessa.

Lapsen TT-tutkimus on aina suunniteltava yksilöllisesti. Rutiinimaisia, ilman tilannekohtaista harkintaa suoritettavia tutkimuskäytäntöjä on vältettävä ja kuvattava ainoastaan kliinisen kysymyksenasettelun kannalta välttämättömät leikesarjat. Monileikelaitteiden myötä kuvauksen nopeutuminen on selvästi vähentänyt lapsipotilaiden sedaation tarvetta, ja useimmat tutkimukset voidaan tehdä jopa ilman hengityspidätystä. Onnistuneen tutkimuksen edellytyksiä ovat ammattitaitoinen toiminta, työvaiheiden huolellinen suunnittelu ja lapsen sekä vanhempien tai muiden tutkimuksessa avustavien henkilöiden opastaminen ja rauhallinen ilmapiiri.

Hyvän TT-tutkimuksen kriteereitä ovat muun muassa:

- riittävän monipuoliset, tapauskohtaisesti muokatut kuvauskäytännöt
- kuvausalueen pituuden minimointi indikaation ja saatujen esitetietojen mukaisesti
- tutkimuksesta vastaavan radiologin tapauskohtaisesti arvioima, hyväksyttävä kuvanlaatu (esimerkiksi kohinataso ja katselussa käytettävä leikepaksaus) siten, että potilaalle aiheutuva säteilyaltistus pidetään mahdollisimman alhaisena.

Säteilysuojaimien käytöstä on annettu ohjeita kohdassa 3.3.

3. TT-tutkimusten optimoinnin perusteet

Lapset ovat kooltaan aikuisia pienempiä, minkä vuoksi säteilyä vaimentavan kudosterroksen paksaus on lapsilla pienempi kuin aikuisilla. Säteily siis siroaa ja vaimenee aikuiseen verrattuna vähemmän kulkiessaan lapsen läpi kuvauksen aikana, jolloin pienempi säteilyannos riittää tarvittavan kuvanlaadun aikaansaamiseksi.

3.1 Kuvausparametrit

Kuvausparametrien valinnalla vaikutetaan potilaan saamaan säteilyannokseen. Myös kuvattava alue sekä potilaan koko vaikuttavat potilaan yksilölliseen annosjakaumaan ja säteilylle altistuviin elimiin. Koska laitteiden annosnäytöt eivät ota huomioon potilaiden yksilöllisiä eroja, ei annosnäytön perusteella suoraan voida arvioida yksittäiselle potilaalle kuvauksesta aiheutuvaa säteilyriskiä, erityisesti lapsien kohdalla.

Kuvausjännite ja putkivirta

Potilaan säteilyannos on suoraan verrannollinen röntgenputken **sähkömäärään** (mAs, putkivirran ja kuvausajan tulo). Kuvan rakeisuus eli kohina on sen sijaan kääntäen verrannollinen annoksen neliöjuureen. Sähkömäärän muutoksen vaikutus potilaan annokseen ja kuvan kohinaan voidaan siis helposti ennustaa laskennallisesti. Kuvauksessa käytettävä jännite vaikuttaa monimutkaisemmin sekä annokseen että kuvanlaatuun.

Potilaan säteilyannos on suoraan verrannollinen putkivirran (mA) ja kuvausajan (s) tuloon eli sähkömäärään (mAs). Mikäli mAs-arvo kaksinkertaistuu, myös annos kaksinkertaistuu.

Alhaisempaa **putkijännitettä** (80–100 kV) voidaan hyödyntää annoksen optimoinnissa erityisesti lasten kuvauksissa ja varjoainetta käytettäessä. Tällöin kuvan kontrasti paranee ja potilaan annos pienenee jopa kymmeniä prosentteja. Alhaisemmalla putkijännitteellä kuvan kohina lisääntyy, mutta kontrastin parantuminen kompensoi kohinan kasvua, jolloin nettovaikeus kuvanlaatuun on usein positiivinen. Alhaisemman jännitteen myötä muuttunut kuvan kontrasti saattaa kuitenkin edellyttää radiologilta totuttelua kuvan katselussa.

Suunnittelukuva

Suunnittelukuvan eli ns. scout-kuvan tai topogrammin perusteella valitaan kuvattava alue. Suunnittelukuvan on hyvä olla riittävän pitkä, jotta koko mielenkiintoalue varmasti mahtuu siihen, mutta kuitenkin on vältettävä kuvaamasta tarpeettoman pitkää aluetta. Automaattinen virransäätö käyttää yleensä suunnittelukuvasta saatavaa potilaan vaimennustietoa tarvittavan kuvausvirran arviointiin potilaan eri kohdissa pituussuunnassa (z-suunta). Siksi on tärkeää, ettei suunnittelukuvassa ole valitulla kuvausalueella mitään ylimääräistä vaimentavaa materiaalia, kuten säteilysuojaimia. Suunnittelukuvassa käytettävän putkijännitteen tulee pääsääntöisesti olla sama kuin varsinainen kuvausjännite, jotta tarvittavan kuvausvirran laskenta automaattisessa virransäädössä toimisi oikein.

Säteilykeilan leveys ja leikepaksuus

Säteilykeilan nimellinen leveys potilaan pituusakselin suunnassa (z-suunnassa), määrittää samanaikaisesti kuvattavan alueen pituuden (kuva 1). Säteilykeilan rajaimia eli kollimaattoreita käyttäen rajataan säteilykeilan koko mekaanisesti halutuksi. *Nimellinen leikepaksuus* (kollimoitu leikepaksuus) voidaan valita kuvausohjelman teknisistä valinnoista (esim. 0,625 mm). Nimellinen leikepaksuus on sidoksissa laitteen ilmaisimen elementtien kokoon. Säteilykeilan nimellinen leveys on nimellinen leikepaksuus kerrottuna leikkeiden määrällä (esim. $64 \cdot 0,625 \text{ mm} = 40 \text{ mm}$).

Rekonstruoitu leikepaksuus tarkoittaa kuvatusta raakadatasta muodostettavien katseltavien leikkeiden paksuutta. Rekonstruoitu leikepaksuus ei voi olla pienempi kuin nimellinen leikepaksuus (ts. kuvauksessa käytettyjen ilmaisinelementtien koko). Mitä ohuempia leikkeitä halutaan katsella, sitä suurempi säteilyannos tarvitaan halutun kuvanlaadutason (kontrastikohinasuhde) saavuttamiseen. Mitä pienempää kohdetta halutaan tarkastella, sitä ohuempi rekonstruoitu leikepaksuus tarvitaan. Yleensä rekonstruoitu leikepaksuus valitaan indikaation ja lapsen koon mukaan, esimerkiksi pienemmille lapsille 2–3 mm ja isommille 4–5 mm, kun taas esimerkiksi angiografioissa voidaan tarvita jopa 1–2 mm:n leikepaksuutta.

Nimellinen leikepaksuus = kuvauksessa käytettävä leikepaksuus
Rekonstruoitu leikepaksuus = katseltava leikepaksuus

Helikaalikuvauksessa kuvanmuodostus edellyttää, että kuvausalueen alussa ja lopussa kerätään hieman ylimääräistä kuvatietoa, jolloin säteilyaltistus ulottuu myös hieman määritetyn kuvausalueen ulkopuolelle (ns. helikaalikuvauksen ylisäteilytys, overscanning). Helikaalikuvauksen ylisäteilytys on suhteellisesti merkittävämpää lyhyillä kuvausalueilla, jolloin ylisäteilytyksen osuus voi olla suurimmillaan noin 20 % kokonaisannoksesta. Tästä syystä lyhyillä helikaalisarjoilla voidaan harkita käytettäväksi ilmaisimesta kapeampaa osuutta eli pienempää nimellistä keilanleveyttä, jolloin ylisäteilytysalue jää pienemmäksi. Kyse on kuitenkin suuruusluokaltaan vain noin 10 %:n annossäästöstä ja tällöin kuvausaika samalla pitenee; keilanleveyden puolitus kaksinkertaistaa kuvausajan. Joissakin uusimmissa laitteissa helikaalikuvauksen ylisäteilytystä on vähennetty erityisellä muuttuvalla kollimoinnilla. Asia on siis syytä varmistaa laitetoimittajalta tai lääketieteellisen fysiikan asiantuntijalta.

Kuvattavan ja katseltavan kuva-alan koko, SFOV ja DFOV

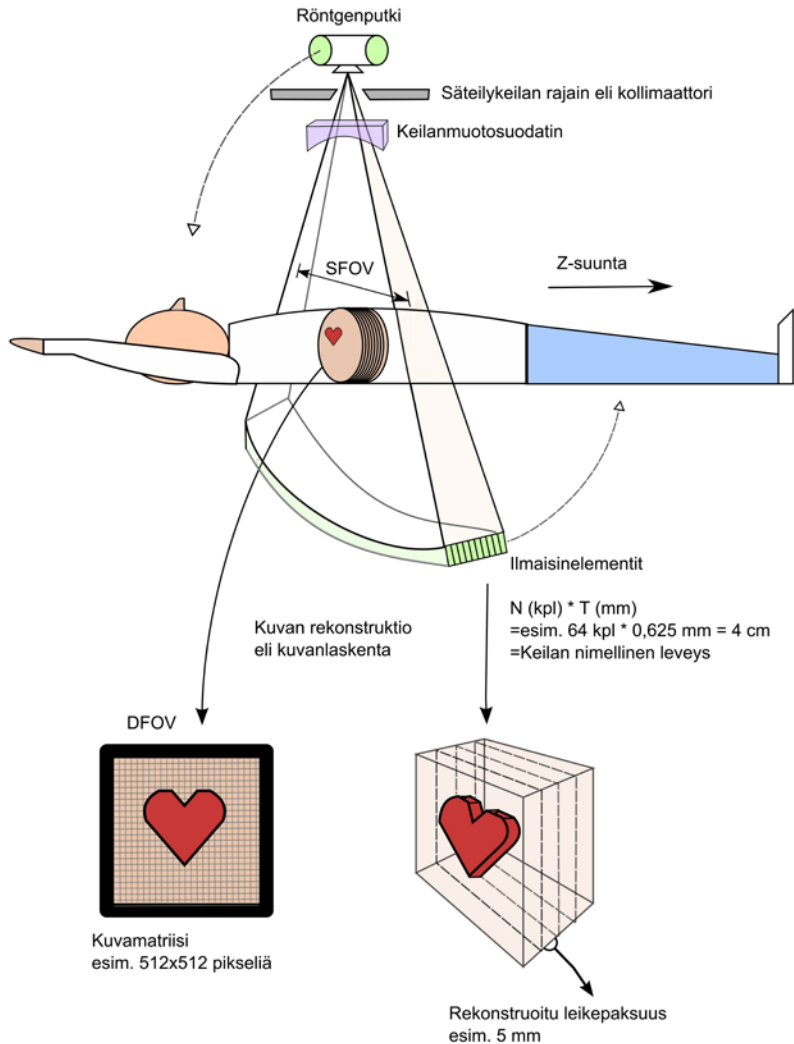
Säteilykeilan koko potilaan pituusakselin suunnassa määräytyy säteilykeilan nimellisestä leveydestä. Lisäksi säteilykeilan leveyttä voidaan useimmilla laitteilla rajoittaa myös kuvaustasossa (aksiaalitaso, xy-taso) valitsemalla *kuvattavan kuva-alan* koko SFOV (scan field of view) kuten esimerkiksi pää tai vartalo. Lapsilla tulee mahdollisuuksien mukaan käyttää pienen koon vuoksi pienempää SFOV:ää kuin aikuisilla. Potilaan ääriviivojen tulee sisältyä kokonaisuudessaan SFOVin sisälle, jolloin voidaan välttää osittaisesta säteilytyksestä aiheutuvat kuvavirheet.

Katseltavan kuva-alan koon (DFOV, display field of view) valinnalla määritetään leikekuvissa näkyvät kohteet ja lopullinen paikkaerotuskyky aksiaalitasossa. Yksittäinen aksiaalitason TT-kuva muodostuu tyypillisesti 512 x 512 kuva-alkiota sisältävästä kuvamatriisista. Kuva-

alkioiden koko, joka vaikuttaa osaltaan yksityiskohtien erottumiseen, on sitä suurempi, mitä laajemmaksi DFOV venytetään. Vastaavasti pienemmäksi rajatulla DFOV:lla aksiaalitason kuva-alkiokoko pienenee ja näin paikkaerotuskyky paranee. Samalla kohinan määrä lisääntyy eli kuvasta tulee rakeisempi. DFOV ei voi olla suurempi kuin SFOV, koska SFOV määrittelee kuvattavan alueen.

TT-laitteissa on yleensä yksi tai useampi keilanmuotosuodatin (beam-shaping filter), joka vaikuttaa sekä kuvanlaatuun että potilasannoksen jakautumiseen aksiaalitasossa. Suodatin säilyttää suurimman säteilyn intensiteetin paksuimmassa ja eniten vaimentavassa kohdassa keskellä potilasta, sekä vähentää säteilyn intensiteettiä vähemmän vaimentavilta kohdilta potilaan reuna-alueilla. Suodatin siis tasoittaa annos- ja kohinajakaumaa aksiaalitasossa, mikäli potilas on oikein keskitetty. Potilaan huolellisella keskittämällä isosentriin varmistetaan keilanmuotosuodattimien oikea toiminta. Laitteen keilanmuotosuodattimen muoto määräytyy kuvausohjelmassa valitun kuvattavan kuva-alan koon (SFOV) mukaisesti (mikäli suodattimia on useita erilaisia).





Kuva 1. Kuvanmuodostuksen vaiheita.

Piirroksessa on esitetty TT-kuvan muodostuksen vaiheita. Potilaan keskiakselin suuntaa nimitetään z-suunnaksi ja potilaan aksiaalitasoa xy-tasoksi. SFOV (scan field of view) kertoo säteilykeilan koon xy-tasossa. DFOV (display field of view) taas määrittelee katseltavien kuvien kuva-alan ja kuvamatriisi puolestaan tämän katseltavan kuva-alan pikselimäärän. Säteilykeilan koko potilaan pituusakselin suunnassa eli keilan nimellinen leveys on kuvauksessa käytettävien ilmaisinelementtien koko kerrottuna niiden lukumäärällä. Kuvauksen aikana kerättävästä "raakadatasta" muodostetaan erilaisten laskentaprosessien avulla työasemalla katseltavia leikkeitä, joiden paksuus eli rekonstruoitu leikepaksuus voidaan valita tarpeen mukaan.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

Automaattinen putkivirransäätö (mA-modulaatio, AEC) pyrkii kompensoimaan kohteen geometriasta ja kudusrakenteesta johtuvat erot säteilyn vaimenemisessa, jotta kuvanlaatu säilyisi samana koko kuvausalueella. Putkivirtaa voidaan säätää sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio, kulmamodulaatio) että potilaan pituusakselin suuntaisesti (z-modulaatio). Ohjelmisto päättlee kuvattavan potilaan vaimennusominaisuudet joko ennen leikekuvausta otetuista suunnittelukuvista (scout/topo) tai reaaliaikaisesti kuvauksen aikana, tai käyttäen molempia.

Kuvanlaadun pitäminen vakiona ei kuitenkaan aina ole perusteltua. Jos esimerkiksi kuvausalueen päässä on voimakkaammin vaimentavaa kudosta, AEC pyrkii nostamaan virtaa sillä alueella, vaikka diagnoosin tekemiseksi riittäisi kohinaisempikin kuva, kuten keuhkokudoksen arviointiin maksan tasossa. Tällöin virran maksimiarvon (max mA) asettaminen moduloinnin reunaehdoiksi pienentää paikallisesti potilaan säteilyaltistusta tutkimuksen diagnostisen laadun kärsimättä.

Reaaliaikaisen virranmoduloinnin yhteydessä myös kudoksissa oleva varjoaine nostaa virtaa ja lisää siten säteilyaltistusta. Myös mahdolliset kuvausalueella olevat vismuttisuojaimet voivat johtaa automaattista virransäätöä harhaan vastaavalla tavalla.

Automaattista putkivirran säätöä suositellaan käytettäväksi lasten vartalon alueen tutkimuksissa. Kuitenkin on hyvin tärkeää tuntea käytettävän laitteen toiminta.

Pitch

Pitch tarkoittaa kuvauspöydän siirtoa yhden röntgenputken pyörähdysten aikana jaettuna säteilykeilan z-suunnan nimellisellä leveydellä. Vanhemmissa laitteissa potilaspöydän liikkeen nopeutta kuvauksen aikana saatetaan pitch-tekijän asemesta kuvata tekijällä pöydän siirto (mm) röntgenputken pyörähdystä kohden. Tällöin pitch voidaan laskea jakamalla pöydän siirto keilan nimellisellä leveydellä.

Automaattista virransäätöä käytettäessä kuvausohjelma yleensä laskee putkivirtaa automaattisesti kun pitchiä pienennetään, jolloin potilaan säteilyannos ja kuvan kohina eivät muutu alkuperäisestä. Samoin putkivirta nousee automaattisesti, mikäli pitch-arvoa nostetaan. Kun automaattinen virransäätö on toiminnassa, pitch-arvolla voi siis vaikuttaa ainoastaan kuvausnopeuteen, ei potilaan annokseen. Mikäli automaattinen virransäätö ei ole käytössä, voi pitchiä nostamalla sekä nopeuttaa kuvausta että pienentää potilasannosta; pitch-arvon kasvattaminen pienentää tällöin samassa suhteessa potilasannosta.

Pitch-arvona on perusteltua käyttää noin yhtä aina mA-moduloinnin yhteydessä. Isommilla lapsilla voidaan myös käyttää yli yhden pitch-arvoa, jolloin kuvausta saadaan nopeutettua ja näin mahdollisesti vähennettyä liikkeestä johtuvia kuvavirheitä.

Jos automaattista virransäätöä käyttämällä ei päästä riittävän pieneen annokseen, voidaan käyttää mahdollisimman pientä kiinteää mA-arvoa, nopeinta pyörähdysaikaa ja isompaa pitch-arvoa. Tämä voi tulla kysymykseen pienimmillä potilailla ja raajojen tutkimuksissa.

Jos laite säätää automaattisesti käytettävää virtaa pitch-tekijän muuttuessa, myös kuvauksessa käytetty sähkömäärä (mAs) muuttuu. Osa laitteista käyttää sähkömäärän ilmoittamiseen pitchin suhteen vakiona pysyvää efektiivistä mAs-arvoa (Eff.mAs).

$$\text{Efektiivinen mAs} = \frac{\text{kuvauksessa käytettävä sähkömäärä [mAs]}}{\text{pitch}} \quad (1)$$

3.2 Annos ja kuvanlaatu

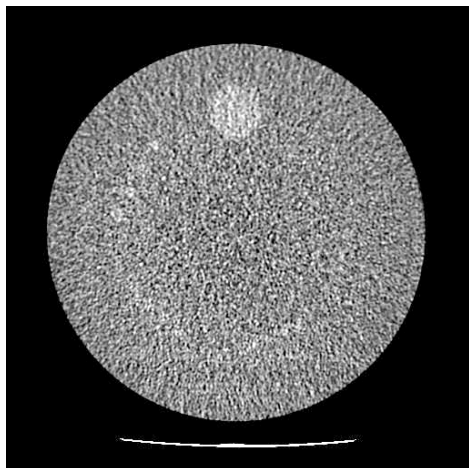
Tietokonetomografia tuottaa potilaan kudoksiin perinteisestä (projektio-)röntgenkuvauksesta poikkeavan säteilyn annosjakautuman. Syvemmällä olevat elimet saavat TT:ssä tyypillisesti suhteellisesti suuremman säteilyannoksen kuin perinteisessä röntgenkuvauksessa. Tästä syystä TT-kuvauksen erityispiirteet tulee huomioida myös kuvauksen optimointia toteutettaessa.

Tekninen kuvanlaatu

Kuvan tekninen laatu tarkoittaa kuvasta mahdollisimman objektiivisesti mitattavissa olevaa ja numeerisesti ilmaistavaa eli kvantitatiivista kuvanlaatua. Sitä voidaan kuvata yksinkertaisimmin kohinan ja kontrastin avulla. Leikekuvasta rajatuista mielenkiintoalueista (ROI, region of interest) voidaan mitata tarkasteltavan kohteen kontrasti-kohinasuhde (CNR, contrast-to-noise ratio) taustaan tai toiseen tarkasteltavaan kohteeseen verrattuna. Kontrasti-kohinasuhde saadaan jakamalla mielenkiintoalueiden TT-lukujen ero (HU-yksiköissä, Hounsfield unit) TT-lukujen keskihajonnalla (SD). TT-lukujen keskihajonta tietyllä tasaisella kuva-alueella kuvaa numeerisesti kuvan kohinaa. Nämä kvantitatiiviset kuvanlaatuparametrit ovat tyypillisesti tietynlaisesta testikappaleesta mitattavia arvoja tai testikappaleen yksityiskohtien subjektiivista silmäämääristä arviointia. Tekniseen kuvanlaatuun vaikuttavat koneen tekniset ominaisuudet ja kuvausarvot.

Teknisiä kuvanlaatuparametreja voidaan käyttää apuna kliinisen kuvanlaadun arvioinnissa, mutta kliinisesti riittävän kuvanlaadun arvioi aina tutkimuksesta vastaava radiologi.

Kohina vaikuttaa eniten kuvauksiin, joissa matalan kontrastin erotuskyky on tärkeää. Tällaisia ovat paljon pehmytkudosta sisältävät kuvausalueet, kuten vatsa. Sen sijaan luiden ja keuhkojen kuvauksessa ei kohinan lisääntymisellä ole niin paljon merkitystä, sillä näillä kohteilla on korkea kontrasti ympäröiviin kudoksiin nähden. Usein luut ja keuhkot voidaankin kuvata hyvin pienellä annoksella.



Kuva 2.

Esimerkki testikappaleen TT-kuvasta jonka avulla voidaan arvioida matalakонтрастisten testikohteiden (kuvassa näkyvät vaaleammat ympyrät) näkyvyyttä.

Muita TT-kuvista tyypillisesti arvioitavia teknisiä parametreja ovat TT-lukujen eli kuvan kontrastin oikeellisuus, kuvan tasaisuus ja korkeakонтрастisten pienten yksityiskohtien erottuvuus. Korkea kohina näkyy kuvassa rakeisuutena. Pieni annostaso johtaa kuvassa korkeaan kohinatasoon, jolloin kuvan yksityiskohtia voi olla vaikeaa erottaa kuvan kohinan alta.

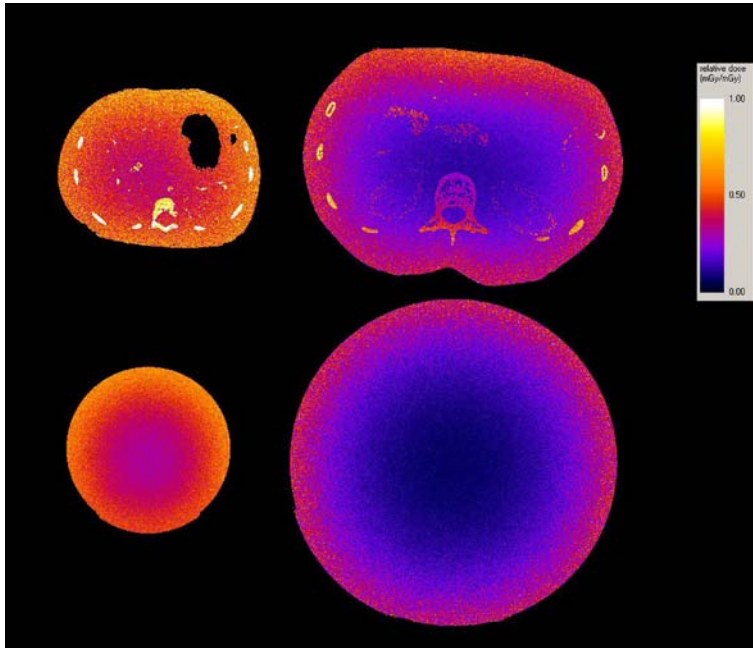
Kuvan kohina on kääntäen verrannollinen annoksen neliöjuureen eli kohina pienenee kertoimella 0,7 mikäli annostaso nostetaan kaksinkertaiseksi.

Annossuureet

TT-annoksen tilavuuskeskiarvo $CTDI_{vol}$ kuvaa kuvausalueelle tulevaa keskimääräistä säteilyannosta standardikokoisessa testikappaleessa^{*)}. Tämä testikappale eli fantomi on joko 16 (pää) tai 32 cm (vartalo) halkaisijaltaan oleva pleksisylinteri. Painotettu annoksen ja pituuden tulo DLP_w on puolestaan $CTDI_{vol}$:n ja kuvatun alueen pituuden d tulo. Uusimpien TT-laitteiden annosnäytöissä ilmoitetaan yleensä molemmat annosyksiköt, sekä $CTDI_{vol}$ että DLP_w . Annosnäytön lukeman oikeellisuus tarkistetaan säännöllisillä mittauksilla, osana laitteiden laadunvarmistusta.

$$DLP_w = CTDI_{vol} \cdot d \quad \text{eli} \quad CTDI_{vol} = \frac{DLP_w}{d} \quad (2)$$

^{*)} Aikaisemmissa STUKin julkaisuissa on $CTDI_{vol}$ asemesta käytetty merkintää $MSAD_w$.



Kuva 3. Annosjakauma samoilla kuvausarvoilla erikokoisilla potilailla sekä fantomeissa.

Samat kuvausarvot merkitsevät, että TT-laitteen annosnäyttö näyttäisi samaa annostasoa (mitattuna 32 cm:n fantomissa) molemmille potilaalle. Vasemmalla ylhäällä on lapsi ja oikealla aikuinen, alhaalla vasemmalla on 16 cm:n fantomi (pää) ja oikealla 32 cm:n fantomi (vartalo). Annosjakaumat ovat värikoodattuna siten, että sininen tarkoittaa pientä annostasoa ja keltainen suurta. Kuvasta voidaan nähdä, että annosnäytön lukeman kuvaama annostaso (siis annostaso 32 cm:n fantomissa, oikealla alhaalla) ei vastaa eri potilaiden saamaa todellista annosjakamaa kovinkaan hyvin.

Koska TT-laitteen annosnäyttö kuvaa säteilyannosta sylinterinmuotoisessa ja vakiokokoisessa pleksikappaleessa, se ei ota huomioon potilaan kokoa eikä siten kuvaa luotettavasti potilaan todellisuudessa saamaa säteilyannosta. Potilaan elinannosten tai efektiivisen annoksen määrittäminen edellyttääkin lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan tekemää arviointia.

Samoilla kuvausarvoilla 16 cm:n fantomille ilmoitettu annostaso on likimain kaksinkertainen 32 cm:n fantomilla mitattuun annokseen verrattuna.

Tutkimusta suunniteltaessa protokollanäkymässä voi vaihtaa kuvausarvoja, jolloin vaikutus annokseen näkyy annosnäytössä. Reaaliaikaisen annosmodulaation vaikutuksesta annostasot voivat muuttua vielä kuvauksen aikana. Lopulliset potilastutkimuksen annosparametrien arvot ($CTDI_{VOL}$ ja DLP) ovat tarkasteltavissa tutkimuksen jälkeen annosraportista, jonka voi tallentaa kuva-arkistoon. Annosparametrien tulkintaa varten tarvitaan tieto laskennassa käytetystä fantomikoosta (16 tai 32 cm). Jos annosfantomin kokoa ei ole ilmoitettu, on asia syytä varmistaa laitekäsikirjasta tai laitetoimittajalta.

On hyvä muistaa, että kuvauksen säteilyannosta ei voida luotettavasti päätellä pelkistä mAs-arvoista, koska eri TT-laitteissa on erilaisia suodatuksia laitteen merkistä ja mallista riippuen ja kuvauksia tehdään eri jännitetasoilla. Sen vuoksi laitteiden annostuotoissa (mGy/mAs) saattaa olla suuriakin eroja.

Iteratiivinen rekonstruktio

TT-kuvien rekonstruktio perustuu *suodatettuun takaisinprojisointiin* (FBP, filtered back projection). Viimevuosina on yleistynyt myös *iteratiivisen rekonstruktion* käyttö kuvanmuodostuksessa. Menetelmässä kuvadata lasketaan vaiheittain ja toistamalla tätä laskentaprosessia (iteroimalla) voidaan päästä FBP:tä parempaan lopputulokseen mm. kuvan kohinan, resoluution ja artefaktujen suhteen. Kohinan vähentyminen mahdollistaa potilasannosten pienentämisen kuvanlaadun säilyessä riittävän hyvänä diagnoosin tekemistä varten. Iteratiivisella rekonstruktioilla muodostetut kuvat poikkeavat ulkoasultaan jonkin verran FBP:llä tuotetuista TT-kuvista. Kuvat näyttävätkin tyypillisesti jonkin verran pehmeämmiltä kuin perinteisellä menetelmällä tuotetut kuvat.

Laitevalmistajien käyttämät iteratiiviset rekonstruktioalgoritmit ja -menetelmät (esimerkiksi AIDR, ASiR, iDose, IRIS, Safire, VEO) poikkeavat toisistaan. Uusimmat iteratiiviset menetelmät ovat mallipohjaisia, jotka huomioivat enemmän kuvaustilanteen ja -laitteiston ominaisuuksia. Tämän ansiosta kuvanlaatua (erityisesti kohinan kannalta) saadaan parannettua huomattavastikin. Kyse on uudesta ja nopeasti kehittyvästä TT-tekniikan alueesta, joten varsinkaan mallipohjaisten iteratiivisten menetelmien diagnostisista hyödyistä ei ole vielä kovin kattavaa julkaistua tietoa.

Iteratiivisen rekonstruktio-ohjelman käyttöönotto on tehtävä tiiviissä yhteistyössä niin lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan kuin radiologienkin kanssa, jotta kuvanlaatu säilyy diagnostisena, mutta ohjelman koko hyöty potilasannoksen optimoinnissa saadaan käyttöön.

3.3 Säteilysuojaimien käyttö

Vismuttisuojaimeilla voidaan suojella kuvausalueella sijaitsevia säteilylle herkkiä pintakudoksia, kuten rintarauhasia, kilpirauhasta sekä silmän linssejä. Pyrkimyksenä on suodattaa pois säteilykeilan matalat energiat, jotka muuten absorboituisivat kudoksiin. Vismuttisuojaimet saattavat aiheuttaa kuvavirheitä suojaimeen alapuolisiin pintakudoksiin, joten suojaimeiden käyttö on harkittava tapauskohtaisesti. Noin yhden senttimetrin paksuinen puuvillavannerros suojaimeen ja ihon välissä vähentää huomattavasti vismuttisuojaimeen aiheuttamia kuvavirheitä. Toisaalta liian paksu kerros vähentää suojausvaikutusta. Vismuttisuojaajat myös huonontavat kuvanlaatua muuallakin kuin suoraan suojaimeiden alla, sillä ne estävät osittain myös jo potilaan läpi kulkeneen säteilyn pääsyn ilmaisimille asti ja näin osa potilaan saamasta säteilyannoksesta menee hukkaan ja kuvanlaatu heikkenee. On tärkeää, että vismuttisuojaimeiden käyttö harkitaan tarkoin ja ne tulee aina valita potilaan koon mukaan siten, että ne peittävät vain juuri tarkoituksenmukaisen alueen. Uusissa TT-laitteissa on saatavana erilaisia tekniikoita, joilla voidaan vähentää esimerkiksi rintojen annosta pienentämällä putkivirtaa röntgenputken ollessa potilaan etupuolella.



Koska useimmat automaattisen putkivirran säätöohjelmat käyttävät suunnittelukuvan vaimennustietoa putkivirran laskemiseen etukäteen, pitää vismuttilateksisuojaimet asettaa paikalleen vasta suunnittelukuvan jälkeen. Tämä estää putkivirran tarpeettoman suuren nousun suojaimen kohdalla. Jos automaattinen säätö muuttaa sähkömäärää myös reaaliaikaisesti kuvauksen aikana, saattaa suojan käyttö kuvausalueella kuitenkin johtaa ennalta arvaamattomaan annostasoon, joten niiden käyttö ei yleensä ole tässä tapauksessa suositeltua.

Kuvausalueen ulkopuolella voidaan käyttää lyijysuojaimia mm. kilpirauhasen, työillä rintakudoksen ja pojilla kivesten suojaamiseen. Suojain ei saa olla suunnittelukuvan alueella, sillä automaattinen virransäätöohjelma käyttää hyväkseen siitä saatavaa tiheysinformaatiota.

Vismuttisuojaimeiden käytön vaikutus automaattiseen virransäätöohjelmaan riippuu laitekohtaisesta tekniikasta, joten suojainten oikeanlainen käyttö on syytä varmistaa käyttökoulutuksen yhteydessä.

Mikäli lapsen huoltajan tai saattajan läsnäolo kuvaushuoneessa kuvauksen aikana on tutkimuksen onnistumisen kannalta tarpeellista, on saattaja suojattava huolellisesti käyttäen lyijykumiesiliinaa ja kilpirauhassuojainta sekä mahdollisuuksien mukaan lyijylaseja. Hänet on myös laitteen läheisyydessä mahdollisuuksien mukaan sijoitettava paikkaan, jossa sironnutta säteilyä on vähiten. Tyypillisesti eniten säteilyä siroaa potilaan ja kuvausaukon väliseen 45 asteen kulmaan ja vähiten kuvausaukon sivulle, missä laitteen omat rakenteet pysäyttävät osan säteilystä.

3.4 Tutkimukseen valmistautuminen

Huolellinen valmistelu vähentää kuvauksen epäonnistumisen riskiä. Seuraavassa luetellaan lapsipotilaan tutkimuksen valmistelussa tarvittavia toimenpiteitä.

Vähennä levottomuutta

- Lapselle ja vanhemmille kerrotaan tutkimuksen kulku etukäteen.
- Asianmukaisesti suojattu vanhempi tarvittaessa mukaan tutkimukseen.
- Tarvittaessa sedaatio tai nukutus.

Vältä kipua

- Kanyylin asennus hyvissä ajoin ennen tutkimusta.

Harjoittele yhteistyötä

- Ennen kuvausta kuvauspöydällä esim. hengityspidätyksen harjoittelu.
- Pöydän liikkeisiin totuttelu.

Valmistele/suunnittele kuvaus huolella

- Kuvausalueen huolellinen määrittely suunnittelukuvasta.
- Potilaan asettelu keskelle kuvausaukkoa on erittäin tärkeää annosmoduloinnin oikean toiminnan vuoksi. Huono keskitys saattaa kasvattaa potilasannosta huomattavasti tai heikentää kuvanlaatua.

Tutkimuksen jälkeen lapsipotilas on syytä huomioida ja pieni palkinto jaksamisesta on varmasti paikallaan esimerkiksi tarra tai värikynä.



3.5 Kirjallisuutta

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Use of bismuth shielding for the purpose of dose reduction in CT scanning. AAPM Public Position Statement, PP 26-A; 2012. <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf>
2. Brenner DJ, Ellis CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation induced fatal cancer for pediatric CT. American Journal of Roentgenology 2001; 176 (2): 289–296.
3. Hall P, Adami HO, Trichopoulos D et al. Effect of low doses of ionising radiation in infancy on cognitive function in adulthood: Swedish population based cohort study. BMJ 2004; 328: 19.
4. Kalra MK, Dang P, Singh S, Saini S, Shepard JA. In-plane shielding for CT: Effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. Korean Journal of Radiology 2009; 10 (2): 156–163.
5. Land CE, Tokunaga M, Koyama K, Soda M, Preston DL, Nishimori I, Tokuoka S. Incidence of female breast cancer among atomic bomb survivors, Hiroshima and Nagasaki, 1950–1990. Radiation Research 2003; 160 (6): 707–717.
6. Paile W (toim.). Säteilyn terveystvaikutukset. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2002.
7. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.
8. Tack D, Gevenois PA (ed.) Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography. Berlin: Springer-Verlag; 2007.
9. Yu L, Bruesewitz MR. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. Radiographics 2011; 31: 853–848.

4. Laitevalmistajakohtaisia erityispiirteitä

Tässä kappaleessa esitellään eri laitevalmistajilta laitemerkkikohtaisia lisätietoja optimointiin sekä lasten tutkimuksiin liittyviä asioita.

4.1 General Electric (GE)

Säteilysuojaimien käyttö

Suojaimet tulisi asettaa paikoilleen suunnittelukuvauksen jälkeen, jolloin niiden vaikutus automaattiseen virransäätöön on mahdollista estää.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

GE:n 3D-modulaatiomenetelmällä putkivirtaa säädetään sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio) sekä potilaan z-akselin suuntaisesti (z-modulaatio). Automaattisessa putkivirransäädössä käytetään aina *viimeisintä* kuvattua scout-kuvaa tarvittavien mA-arvojen laskentaan. Jos viimeisin scout-kuva on PA- (tai AP) suunnassa, on annostaso hiukan alempi kuin jos modulaation pohjana käytetään lateraalisuunnan suunnittelukuvaa. Potilaan keskitäminen kuvausaukon keskelle on erittäin tärkeää mA-modulaation oikean toiminnan vuoksi, minkä vuoksi kummankin suunnan suunnittelukuvaus on hyödyllistä. Väärä keskitys nostaa huomattavasti potilaan pinta-annosta sekä vaikuttaa myös kuvanlaatuun.

GE:n käyttämässä modulaatiotekniikassa (AutomA ja Smart-mA) käytetään ns. kohina-indeksiä (NI, noise index) kuvaamaan standardirekonstruktiosuodattimella suodatetun kuvan kohinatasoa kuvattavan kohteen keskellä. NI-arvo määrittää halutun/hyväksytyn kohinatason kuvissa, ja sitä valittaessa on otettava huomioon niin kuvausalue, kuvausindikaatio kuin potilaan koko. NI-arvon avulla määritetään kullakin pyörähdyksellä käytettävä putkivirta (mA-table). Suuremmilla potilailla käytetään isompaa putkivirtaa halutun kuvanlaadun saavuttamiseksi. Käytettävän mA-vaihteluvälin ala- ja ylärajat valitaan erikseen putkivirtavalikan alta (min mA, max mA). Ennen kuvausta mA-taulukosta on hyvä tarkistaa että modulaatio toimii järkevästi annetulla mA-välillä eikä saturoidu annetulle ylä- tai alarajalle. NI-arvoa valittaessa on huomioitava, että se määritetään aina tietylle rekonstruoidulle leikepaksuudelle. Ohjelma käyttää mA-moduloinnissa tarvittavan putkivirran laskentaan ensimmäisen rekonstruktiosarjan leikepaksuudella saatavaa kuvanlaatua; NI-arvo täytyy kuitenkin asettaa diagnoosin tekoa varten katseltavien kuvien leikepaksuuden perusteella, joka yleensä on paksumpi.

SFOV

SFOVin valinnalla määritetään käytettävän keilanmuotosuodattimen (small, medium ja large) tyyppi. Tutkimuksissa pitäisi aina käyttää mahdollisuuksien mukaan pienintä SFOV:n asetusta huomioiden potilaan koko.

Iteratiivinen rekonstruktio

GE:llä on kaksi eri iteratiivista rekonstruktio menetelmää; ASiR (adaptive statistical iterative reconstruction) sekä uudempi VEO. ASiRissa voidaan valita rekonstruoitavan kuvan

iteratiivisen painotuksen prosentuaalinen osuus, esimerkiksi 40 %:n ASiR-painotus käyttää 40 % iteratiivista rekonstruktiota ja 60 % perinteistä rekonstruktitekniikkaa (FBP). ASiRin ensimmäisessä versiossa kuvan kohinan määrää vähennetään valitsemalla ASiR-prosentti manuaalisesti. Kohinan vähentyessä on annosta mahdollista laskea, modulaatiota käytettäessä nostamalla NI:tä, tai kiinteitä kuvausarvoja käytettäessä laskemalla putkivirtaa. Muutosten suuruuden laskemisessa on käytettävä konversiokertoimia. Uudessa ASiR-versiossa valitaan suoraan haluttu annossäästöprosentti ilman ASiRia tehtävään tutkimukseen nähden DRG:n (dose raduction guidance) avulla. Laite laskee DRG-valinnan jälkeen automaattisesti käytettävän ASiR-prosentin suuruuden ja käytettävän putkivirran, joilla kuvan kohinataso säilyy samana kuin ilman ASiRia otetuissa kuvissa. Pienillä lapsilla asianmukaisesti optimoitu kuvauksen annostasoa on jo valmiiksi alhainen, jolloin DGR:n toiminta on syytä varmistaa ja asettaa tarvittaessa ASiR-prosentti manuaalisesti. Laitekohtainen käytäntö on suositeltavaa määrittää yhdessä lääketieteellisen fysiikan asiantuntijan ja laitetoimittajan käyttöneuvojan kanssa. Annossäästön ja ASiR-prosentin valinta on aina indikaatiokohtainen ratkaisu. VEO on uusi malliperustainen iteratiivinen rekonstruktio menetelmä, jonka potentiaalinen annossäästö on ASiR:ia suurempi. VEO:n laskenta-aika on vielä nykyvaiheessa pitkä, joka rajoittaa toistaiseksi menetelmän käyttöä kiireellisissä kuvauksissa.

4.2 Philips

Säteilysuojaimien käyttö

Vismuttisuojaimet asetellaan kuvausalueelle suunnittelukuvan jälkeen, jotteivät ne vaikuta automaattiseen virransäätöohjelmaan. D-DOM-virransäätöohjelma muuttaa putkivirtaa kuvauksen aikana putken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio) ja tätä ohjelmaa käytettäessä ei pidä käyttää vismuttisuoja missään tilanteessa.

Kuvausprotokollien luokittelu

Philipsin kuvauslaitteessa protokollat luokitellaan ryhmiin: Infant (alle 18 kk), Child ja Adult.

Annosnäyttö

Infant-protokollissa vartalon alueen (body) annoslaskenta perustuu halkaisijaltaan 16 cm:n fantomiin, muissa vartalon alueen protokollissa 32 cm:n fantomiin ja kaikissa pään protokollissa 16 cm:n fantomiin.

Kuvausparametrit

Pienten kohteiden kuvauksissa matriisikoon merkitys korostuu. Siksi erityisesti lapsilla kannattaa hyödyntää 768 x 768 ja 1024 x 1024 kuvamatriiseja. Yhdessä matriisikoon kanssa kannattaa muuttaa resoluutio High- tai Ultra High-moodiin. Kuvaukset, joissa iso matriisikoko voi olla eduksi (esim. keuhkot, sisäkorva, luusto) mAs-arvon ei tarvitse olla suuri, koska kohteen oma kontrasti ympäröiviin kudoksiin nähden on suuri. Kuvausarvojen muuttamisen vaikutusta potilasannokseen voi testata ennen kuvausta simulointiominaisuutta käyttäen.

High- ja Ultra High -moodin käyttäminen lasten tutkimuksissa muissa kuin korkean kontrastin omaavissa kohteissa ei ole suositeltavaa, koska se vaatii mAs-arvon suurentamista ko. tutkimuksissa. Suurempaa matriisikokoa käytettäessä rekonstruktiossa käytetään sharp-filtteriä ja leikepaksuus pidetään ohuena.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

DoseRight (ent.ACS) eli automaattinen virransäätö ehdottaa jokaiselle potilaalle yksilöllisesti mAs-arvoa, joka on käyttäjän muokattavissa vielä kuvausvaiheessa. Kuvauslaite vertaa suunnittelukuvasta laskemaansa potilaan vesiekvivalentin läpimittaa kuvauslaitteen referenssipotilaan kokoon. Jos potilas on suurempi kuin referenssipotilas, kone ehdottaa suurempaa mAs-arvoa ja päinvastoin. Seuraavassa taulukossa on esitetty uusimpiin laiteversioihin asetetut referenssikoot:

	Infant	Child	Adult
Boby	16 cm	20 cm	33 cm

Jos potilaan todellinen koko poikkeaa merkittävästi kuvausprotokollan referenssistä, kuvauslaite antaa käyttäjälle ilmoituksen ja protokolla voidaan vaihtaa ennen varsinaista kuvasarjaa.

- Z-DOM säätää putkivirtaa z-suunnassa. Virtaprofiili lasketaan ennen kuvausta suunnittelukuvan perusteella. Suunnittelukuvan suunta (lateraali, PA tai dual) ei vaikuta virransäätöön ja yhden suunnan kuva riittää. Kun Z-DOMia käytetään ennen kuvausta, käyttäjä näkee mAs:n min-mean-max-arvot ja käyttäjä voi halutessaan vielä säätää max-arvoa (määrätä siis katon mAs:lle). Dual scoutia käytettäessä säätö lasketaan *ensimmäisen* kuvan (lateraali) perusteella.
- D-DOM moduloi kuvausvirtaa pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio). Säätö on reaaliaikainen eli x- ja y-suunnan vaimennusero lasketaan edellisen kierroksen perusteella.
- DoseRight Cardiac on sydämen helikaalikuvauksissa käytettävä annossäästömenetelmä. Ennen kuvausta määritetään rekonstruoitavat vaiheet ja kuvauksen aikana alennetaan putkivirtaa niillä alueilla, jotka eivät ole rekonstruoitavien vaiheiden joukossa.

Brilliance 64 versio < 3.5 ja iCT versio < 3.2-laitteistoille pätevät seuraavat suositukset:

- vauvat ja pienet lapset
 - Z-DOM (ei DoseRight)
- leikki-ikäiset
 - Z-DOM (ei DoseRight)
- vanhemmat ja isommat lapset
 - Z-DOM (ei DoseRight): kaula/keuhkojen alue
 - D-DOM tai ei modulaatiota: ylävatsa/lantio sekä olkapää/kaula
- aikuisten kokoiset lapset
 - DoseRight tai DoseRight+Z-DOM: kaula/keuhkojen alue
 - DoseRight + D-DOM: ylävatsa/lantio sekä olkapää/kaula.

Briliance 64 versio ≥ 3.5 , iCT versio ≥ 3.2 ja Ingenuity CT-laitteistoille pätee seuraava:

- Edellä mainittujen suositusten lisäksi voidaan käyttää kaikilla lapsilla DoseRight-toimintoa eli automaattista virransäätöä, sillä näissä laiteversioissa on referenssit myös pienille lapsille.

Iteratiivinen rekonstruktio

Kuvausprotokollassa käyttäjä voi valita iDosen tason: 1–7. iDosen taso ei suoraan kerro saavutettua annossäästöä prosentteina, vaan annoksen alentaminen tehdään säätämällä mAs tutkimustyyppin mukaan vastaamaan kutakin iDose-tasoa. Protokollien optimointia varten on luotu taulukko, jossa on esitetty iDose-tasoa vastaavat mAs-arvot kullekin tutkimustyyppille. iDosen kanssa suositellaan käytettävän ainakin yhden asteen terävämpää suodatinta.

4.3 Siemens

Säteilysuojaimien käyttö

Automaattinen putkivirran säätöohjelma käyttää suunnittelukuvan vaimennustietoa putkivirran laskemiseen etukäteen, joten vismuttisuojaimet laitetaan paikalleen vasta suunnittelukuvan jälkeen. Koska putkivirtaa säädetään myös kuvauksen aikana, on tärkeää että vismuttisuojaimet peittävät vain juuri tarkoituksenmukaisen alueen. Vismuttisuojaimet pitää siis valita potilaan koon mukaan.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

Siemensin CareDose 4D -modulaatiomenetelmällä putkivirtaa säädetään sekä röntgenputken pyörähdyskulman vaihtuessa (xy-modulaatio) sekä potilaan z-akselin suuntaisesti (z-modulaatio). Suunnittelukuvasta ohjelmisto päättää kuvattavan potilaan vaimennusominaisuudet ja säätää ennen kuvausta putkivirran kullekin pyörähdykselle valmiiksi. Kuvauksen aikana kohteen läpäisevyyttä tutkitaan automaattisesti eri suunnissa ja virtaa säädetään vielä tarkemmin. Esimerkiksi sivusuunnassa potilas voi olla paksumpi, jolloin virta säätyy suuremmaksi kuin etu-takasuunnassa.

CareDose 4D -menetelmässä ainoa parametri, jota käyttäjä säätää, on Quality Ref mAs. Tämän parametrin arvo määrää potilaskuvan kohinatason. Putkivirran modulaatiolla tavoiteltava kohinataso määräytyy siten, että kun kuvataan Quality Ref mAs-valinnassa määritellyllä mAs-arvolla normaalikokoinen (75 kg) referenssipotilas, saavutetaan haluttu kohinataso. Mikäli kuvattava potilas on tätä pienempi, säädetään käytettävää mAs-arvoa pienemmäksi kuin asetettu Quality Ref mAs-arvo. Vastaavasti normaalikokoiseen potilaaseen verrattuna suuremmalle potilaalle nostetaan mAs-arvoa asetettua Quality Ref mAs-arvoa korkeammaksi. Lasten protokollapohjissa normaalikokoinen potilas on 25 kg ja CareDose 4D toimii lapsilla hyvin noin 35 kg:an saakka. Mikäli lapsipotilas on tätä selvästi suurempi (yli 40 kg), voi putkivirran automaattinen säätö nostaa putkivirran liian suureksi. Siksi isoilla lapsipotilailla onkin säteilysuojelullisesti järkevämpää käyttää aikuisten protokollasta erikseen suunniteltua kuvausprotokollaa.

Uusimmissa kuvauslaitteissa ja joissain vanhempien laitteiden päivitysversioissa referenssilapsipotilaana käytetään kuitenkin aikuisten noin 70 kg:n painoista referenssipotilasta. Tämä täytyy ottaa huomioon kuvausprotokollia suunniteltaessa. Kuvauslaitteen ohjelmistoversiossa käytettävä referenssipotilas on selvitettävä ennen lasten kuvausprotokollien suunnittelua.

Kuvauslaitteen minimivirta 16-leikelaitteella on 28 mA ja 64-leikelaitteella 20 mA. CareDose 4D pystyy säätämään putkivirtaa vain tätä suuremmaksi.

Siemensin uusimmissa kuvauslaitteissa voi olla käytettävissä myös Care kV-ominaisuus. Suunnittelukuvan ja valitun tutkimustyyppin perusteella ehdotetaan sopivaa kuvausjännitettä, sekä siihen sopivaa Quality Ref mAs-arvoa. Käytettäessä Care kV-ominaisuutta on aina varmistettava, että se toimii tarkoitettulla tavalla, eikä esimerkiksi nosta kuvausjännitettä tarpeettoman korkeaksi.

Siemensin uusiin laitteisiin on saatavilla X-care-ominaisuus, jonka avulla voidaan laskea putkivirtaa röntgenputken ollessa potilaan etupuolella ja näin säästää esimerkiksi silmien, kilpirauhasen tai rintojen annosta ilman erillisiä suojaimia.

Annosnäyttö

Siemensin kuvauslaitteet laskevat myös lasten tutkimusten annosparametrit käyttäen aikuisten annosfantomien (pää 16 cm ja vartalo 32 cm) mittauksiin perustuvaa tietoa.

Iteratiivinen rekonstruktio

Iteratiivista rekonstruktio-ohjelmaa käytettäessä voidaan käyttää 1–2 astetta terävämpää suodatusta (Kernel) koska iteratiivisesti rekonstruoitu kuva on tyypillisesti pehmeämpi kuin takaisinprojisointimenetelmällä rekonstruoitu kuva.

4.4 Toshiba

Säteily suojaaimien käyttö

Vismuttisuojaimet asetetaan paikoilleen suunnittelukuvauksen jälkeen, jolloin ne eivät vaikuta mA-modulaation laskentaan.

Kuvausprotokollien luokittelu

Kuvausprotokollat luokitellaan viiteen ryhmään: Adult, Child, Trauma, Whole body ja Chest/Pelvis. Toshiba laitteessa lapsilla on oma tutkimuspuustonsa (Child), johon lasten tutkimukset määritellään. Lasten tutkimuspuusto tulee automaattisesti esiin lapsipotilailla (ikä on käyttäjän valittavissa, oletus 12 vuotta).

Annosnäyttö

Annosnäyttö ottaa huomioon käytetyn SFOV:n koon: Kun SFOV on M tai pienempi, annosnäyttö perustuu halkaisijaltaan 16 cm:n fantomille laskettuihin annoksiin. Suuremmilla SFOV:n arvoilla annosnäyttö perustuu 32 cm:n fantomiin.

Automaattinen putkivirran säätö (AEC)

SureExposure 3D -ohjelmalla automaattinen putkivirran säätö tapahtuu sekä z- että xy-suunnissa, etu- ja sivusuunnan suunnittelukuvien perusteella. Tällöin valitaan haluttu kohinataso (SD on Low Dose+, Low dose, Standard, High Quality tai High Quality+), johon laitteisto pyrkii kussakin leikkeessä. Kohinatason arvo riippuu valitusta kohteesta. Lapsipotilailla on täysin oma annosmodulaatiokäyrästönsä, joka ei ole riippuvainen aikuisten käyrästöstä.

Koska SureExposure perustuu valittuun kohinatasoon, riippuu putkivirran määrä useasta eri parametristä kuten käytetystä rekonstruktiokernelistä (primary reconstruction kernel). Esimerkiksi terävän FC13-kernelin käyttö aiheuttaa suuremman putkivirran kuin pehmeämpien FC12- tai FC10-kernelien käyttö.

Jos ei käytetä automaattista SureExposure 3D -putkivirransäätöä, voidaan lasten kuvauksissa valita erikseen kohinataso ja putkivirran minimi- ja maksimi-arvot, joiden välillä laitteisto toimii. Xy-modulaatio voidaan myös kytkeä pois päältä, jolloin käytetään vain z-suuntaista modulaatiota.

Iteratiivinen rekonstruktio

Toshiban AIDR+ automatisoitu iteratiivinen laskenta toimii myös lapsipotilailla.

Muuta

Lapsipotilailla on omat rekonstruktiossa käytettävät FC-kernelit sekä vauvoille (infant) että lapsipotilaille (child).

Toshiban laitteilla on käytettävissä simulaatiomoodi (Scan Simulator), jolla eri kuvausparametrien vaikutusta annokseen voidaan arvioida etukäteen. Nähtäviin tulee myös kuva, jonka kohinataso on riippuvainen käytetyistä kuvausparametreista.

5. Pään alue

5.1 Pää

Lasten aivojen ensisijainen tutkimusmenetelmä on magneettikuvaus (MRI). TT on aiheellinen akuutissa tilanteessa ja silloin, kun MRI on vasta-aiheinen tai harvinaisissa erikoistapauksissa (esimerkiksi TT-angiografia akuutin verisuonimuutoksen kuvantamisessa). Vauvoilla lakiaukileen kautta hyvällä tekniikalla ja laitteistolla tehty ultraäänitutkimus on yleensä riittävä mm. kammiokokoa ja keskosten aivoverenvuotoa arvioitaessa. On kuitenkin muistettava, että aivojen ultraäänitutkimus ei luotettavasti poissulje merkittäviätkään, mahdollisesti neurokirurgisia toimenpiteitä vaativia muutoksia vamman yhteydessä. Lasten iskeemiset muutokset kuvataan magneetilla, eikä aikuisilla käytössä olevaa TT-perfuusiokuvantamista pidä käyttää lapsilla huomattavan säteilyannoksen vuoksi.

Pään traumakuvantamista on käsitelty kohdassa 10.1.

Indikaatiot

- Epäily akuutista aivotapahtumasta (esimerkiksi kallonsisäinen verenvuoto).
- Aivokammioden koon tarkistus aivokammiosunttipotilaalla, jos lakiaukile on jo sulkeutunut eikä MRI ole käytettävissä (ks. kohta 5.2).
- Kirurgisen hoidon suunnittelu kallonsaumojen ennenaikaisen luutumisen yhteydessä (ks. kohta 5.3).

Tutkimuksen suoritus

Tutkimus voidaan tehdä joko aksiaalileikkein tai helikaalikuvauksena ja mahdollisuuksien mukaan leiketasa voidaan kallistaa, jolloin vältetään silmien joutumista säteilykeilaan. Kuvanlaadun pitää olla riittävä harmaan ja valkean aineen erottamiseksi (sekä kortikaalisen että syvän harmaan aineen eli tyvitumakkeiden pitää erottua). Varjoaineen käyttö on erittäin harvoin indisoitu; mahdollisesti tarvittava lisäselvittely tehdään MRI-tutkimuksella.

5.2 Pään kuvaus aivokammiokoon määrittämiseksi

Niin kauan kuin lakiaukile on vähänkin auki, on kammiokoko yleensä arvioitavissa ultraäänitutkimuksella. MRI on isommilla lapsilla ensisijainen tutkimusmenetelmä. Jos siihen ei ole mahdollisuutta, tietokonetomografia on syytä tehdä matala-annostutkimuksena, jolloin oikein optimoituina potilaan säteilyaltistus jää selvästi alle tavallisesta pään TT-tutkimuksesta aiheutuvan annoksen.

Indikaatioita

- Epäily kammiokoon kasvusta aivokammiosuntin toimintahäiriön yhteydessä.

Tutkimuksen suoritus

Koska kuvanlaadun tarvitsee riittää vain aivokammioden koon arviointiin, hyvinkin kohinaiset kuvat riittävät diagnoosin tekoon. Kuvauksessa voidaan siis käyttää selvästi pienempiä kuvausarvoja kuin tavanomaisissa pään TT-tutkimuksissa. Diagnoosin tekoon riittää 4–5

leikkkeen kuvaaminen aivokammioiden tasolta. Suunnittelukuvan perusteella sijoitetaan yksi leike juuri aivokammioletkun kärjen kohdalle kärjen paikan varmistamiseksi.

5.3 Kallon saumojen kuvaus

Kallon saumojen ennenaikaisen luutumisen diagnoosi on yleensä kliininen (Duodecim 2007). Tarvittaessa voidaan apuna käyttää ultraäänitutkimusta tai natiiviröntgenkuvausta radiologin ohjeen mukaan. Ultraäänitutkimus (vähintään 7,5 MHz:n anturi) on todettu luotettavaksi erityisesti yksittäisten saumojen selvittelyssä (kuten plagiokefalia). TT-kuvausta tarvitaan yleensä vain kirurgisen hoidon suunnittelua varten.

Tutkimuksen suoritus

TT-kuvaus tehdään kirurgisesta operaatiosta vastaavan yksikön ohjeiden mukaisesti, jotta kuvista on mahdollista tehdä tarvittavat 3D-reformaatit. Kuvanlaadun tarvitsee riittää pelkästään luurakenteiden arviointiin..

5.4 Kirjallisuutta

1. Dunning J et al. Derivation of the children's head injury algorithm for the prediction of important clinical events decision rule for head injury in children. Archives of Disease in Childhood 2006; 91: 885–891.
2. Hukki J, Saarinen P, Kangasniemi M, Niemelä M. Yksinkertaiset kraniosynostoosit. Duodecim 2007; 123 (8): 969–978.
3. Kuppermann N et al. Identification of children at very low risk of clinically-important brain injuries after head trauma: a prospective cohort study. Lancet 2009; 374 (9696): 1160–1170.

6. Korva-, nenä- ja kurkkualue

KNK-alueelle tehdään TT-tutkimuksia yleensä luisten rakenteiden selvittämiseksi, jolloin kudoksen luonnollinen kontrasti sallii matalien kuvausarvojen käytön. Ns. matala-annostekniikkaa on syytä käyttää etenkin lasten kasvoluiden tutkimuksissa ja nenän sivuonteloiden kuvauksessa. Kuvausarvot pitää optimoida potilaan koon mukaan, jolloin potilaan säteilyannos voi hyvin optimoituna olla samaa luokkaa kuin jos otetaan useita natiivikuvia samalta alueelta.

6.1 Nenän sivuontelot

Pitkittyneen tai kroonistuneen nenän sivuonteloiden tulehduksen selvittelyssä TT antaa anatomiaa selvästi natiivikuvausta enemmän tietoa. Kirurgisen hoidon suunnitteluun voidaan käyttää myös kartiokeila-TT-kuvausta.

Indikaatioita

- Kirurgisen hoidon suunnittelu (FESS-TT): leikkauskartaksi ennen operaatiota
 - matala-annos-TT
- Komplisoitunut sivuontelotulehdus kuten märkäpesäke luun ja kovakalvon välissä (epiduraalinen absessi) tai silmäkuopan luukalvon alainen märkäpesäke: tarvittaessa leikkauskartaksi ennen operaatiota, jotta leikkauksessa voidaan käyttää navigaattori-ohjausta
 - matala-annos-TT
- Tuumoriepäily: tarvittaessa luisten rakenteiden selvittelyksi MRI:n lisänä
 - tarvitaan hyvätasoiset kuvat sekä luusta että pehmytkudoksista.

Tutkimuksen suoritus

Kilpirauhassuojainta on syytä käyttää aina kun se on mahdollista. Silmien vismuttisuoja ei voi käyttää, jos kuvaus tehdään navigaattorivalmiudessa. Navigaattorin kalibrointi perustuu kasvojen pinnan tunnistamiseen, joka vääristyy jos suojaimet ovat käytössä.

Tutkimus tehdään helikaalikuvauksena aksiaalisuunnassa, josta rekonstruoidaan yhden millimetrin leikkeet aksiaali-, koronaali- ja sagittaalisuunnassa käyttäen sekä luu- että pehmytkudosrekonstruktiota. KNK-alueen luisten rakenteiden selvittelyyn kaikenkokoisilla potilailla riittää yleensä 80 kV:n kuvausjännite. Matala-annoskuvauksessa efektiivinen mAs voi olla lapsen koosta riippuen 17–25 mAs.

6.2 Korvan alue

Korvan alueen TT on erikoistutkimus, jota käytetään lähinnä kirurgisen operaation suunnitteluun.

Indikaatioita

- Sisäkorvaimplantoinnin suunnittelua varten tehdään sekä MRI että TT.
- Sisäkorvan synnynnäisen rakennepoikkeavuuden (anomalian) selvittelyä varten TT tehdään MRI:n ohella. Sisäkorvaan liittyy paljon rakennepoikkeavuuksia kuten esim.

- kuuloluupoikkeavuudet ja korvakäytäväatresia, jotka näkyvät vain TT:llä.
- Helmiäiskasvain (kolesteatooma) on kliininen diagnoosi, jonka kuvantaminen ei ole tarpeen kuin poikkeustapauksissa. TT-kuvaus tarvitaan lähinnä leikkaushoidon suunnittelua varten.
- Komplisoituneessa infektiossa (subperiostaalinen märkäpesäke, luun ja kovakalvon välinen (epiduraalinen) märkäpesäke, aivolaskimotukos (sinustromboosi)) MRI on ensisijainen tutkimus lapsilla, mutta luutuhon (destruktion) selvittelyyn saatetaan tarvita TT-tutkimus.

Tutkimuksen suoritus

Vaikka rekonstruktio-tekniikalla voidaan saada suorat leikkeet, on potilaan huolellinen asettelu tärkeää mahdollisimman pienen kuvausalueen määrittämiseksi ja siten potilaan säteilyaltistuksen minimoimiseksi. Pää on asetettava suoraan, jotta ohimoluut (temporaaliluut) voidaan kuvata mahdollisimman lyhyellä kuvausalueella, kartiolisäkkeen lokeroston kärjestä täryontelon katon yläreunaan. Aksiaalisuunnan kuvauksesta rekonstruoidaan puolen millimetrin leikkeet aksiaali- (kallonpohjan suunta) ja koronaalisuunnassa. Tulehdusmuutosten sekä synnynnäisten rakennepoikkeavuuksien selvittelyissä tehdään sekä luu- että pehmytkudosrekonstruktiot.

6.3 Kasvoluut

Kasvoluiden murtumat ovat lapsilla harvinaisia liittyen niin pään alueen suhteisiin kuin kehittyvien luisten rakenteiden ominaisuuksiin. Kasvoluiden natiivikuvaus on todettu lapsilla epäluotettavaksi, joten TT on ensisijainen tutkimus vahvan kliinisen epäilyn perusteella. Nenäluun murtumaepäilyssä ei tarvita kuvantamista lainkaan.

Alle seitsemänvuotiailla lapsilla silmäkuopan murtuma on yleensä silmäkuopan katossa ja yli seitsemänvuotiailla sivuonteloiden kehittymiseen liittyen silmäkuopan pohjassa. Lasten silmäkuopan murtumia operoidaan harvoin; vain silmälihaksen hakautuminen (kliininen diagnoosi) on aihe toimenpiteelle.

Indikaatioita

- Kliininen epäily merkittävästä (leikkaushoitoa vaativasta) kasvoluiden murtumasta
 - matala-annos TT.

Tutkimuksen suoritus

Tutkimus tehdään helikaalikuvauksena (kirjallisuudessa suositellaan matala-annostutkimusta, esimerkiksi Morales et al.), josta rekonstruoidaan sekä aksiaali-, koronaali- että sagittaalisuunnan leikkeet sekä luu- että pehmytosa-algoritmeilla. Luisten rakenteiden suhteen saatetaan tarvita 1–2 mm:n rekonstruoitua leikepaksuutta

6.4 Kirjallisuutta

1. Morales JL, Skowronski PP, Thaller SR. Management of pediatric maxillary fractures. *Journal of Craniofacial Surgery* 2010; 21 (4): 1226–1233.
2. Mulkens TH, Broers C, Fieuws S, Termote JL, Bellnick P. Comparison of effective doses for low-dose MDCT and radiographic examination of sinuses in children. *American Journal of Roentgenology* 2005; 184 (5): 1611–1618.



7. Kaulan alue

Kaulan kuvaaminen TT:llä on indisoitu vain erityistapauksissa, ensisijaiset tutkimusmenetelmät ovat ultraääni ja MRI. Ultraääni ei riitä syvien tulehdusmuutosten selvittelyssä, ja lapsilla luonnollisten rasvalinjojen huono erottuminen vähentää TT:n mahdollisuuksia pehmytkudosten erottelussa. Jos MRI ei ole mahdollinen, TT tehdään aina suoraan varjoainetehosteisena.

Selkärangan traumakuvantamista on käsitelty kohdassa 10.2.

8. Rintakehän alue

Rintakehän alueen tutkimus tehdään yleensä aina helikaalikuvauksena. Poikkeuksena on hienopiirtotietokonetomografiatutkimus (HRTT), jossa kuvataan ohuita yksittäisiä leikkeitä, joko koko keuhkojen alueelta tai mielenkiintoalueelta.

Varjoaineen tarve on syytä harkita tapauskohtaisesti. Se voi etenkin pienillä lapsilla auttaa välikarsinan (mediastinum) rakenteiden rajaamisessa, mutta isommilla lapsilla ja kontrollitutkimuksissa se on harvemmin tarpeen. Keuhkoparenkyymin etäpesäkkeiden (metastaasien) diagnostiikkaan varjoaineesta ei ole apua.

TT-angiografia on vaihtoehto MRI-tutkimukselle etenkin vastasyntyneiden kohdalla (pienet suonirakenteet). Matala putkijännite lisää kuvan kontrastia ja on siksi suositeltava etenkin angiografioissa. Siten voidaan myös vähentää potilaan säteilyaltistusta, mutta toisaalta pienten suonten tutkimiseksi voidaan sähkömäärää (mAs) joutua lisäämään kohinan vähentämiseksi.

Selkärangan traumakuvantamista on käsitelty kohdassa 10.2.

8.1 Thorax

Keuhkojen etäpesäkkeiden (metastaasien) diagnostiikassa ja seurannassa keuhkojen TT on yleisesti käytetty, mutta välikarsinan kasvainten diagnostiikassa MRI on usein parempi. Näin etenkin posteriorisen välikarsinan kasvaimilla, joiden yhteys selkäydinkanavaan voi olla olennainen tieto. Myös keuhkojen märkäpesäkkeiden (absessien) tutkimuksissa, varsinkin seurannassa, magneettitutkimuksen tarkkuus on usein riittävä. Pleuranesteen diagnostiikassa ultraääni on ensisijainen menetelmä eikä sen karakterisoinnissakaan ole TT:n todettu antavan olennaista lisätietoa.

Rintakehän luisten rakenteiden kuvantamista on käsitelty kohdassa 10.3. (Trauma) ja 11.5 (Selkäranka).

Indikaatioita

- Komplisoitunut infektio
 - Keuhkojen märkäpesäkkeiden (keuhkoabsessien) diagnostiikassa/seurannassa on harkittava MRI-tutkimusta.
 - Pleuranesteen toteamisessa ja karakterisoinnissa käytetään ultraäänitutkimusta.
- Kasvainten ja etäpesäkkeiden selvittely ja seuranta
 - MRI on usein parempi vaihtoehto, erityisesti posteriorisen välikarsinan ja rintakehän seinämän tuumoreissa.
- Keuhkojen ja välikarsinan rakennepoikkeavuuksien selvittely (mahdollisuuksien mukaan vaihtoehtoisesti MRI-tutkimus). Kateenkorvan (thymus) tunnistamiseksi ultraäänitutkimus on usein paras.
- TT-angiografiat
 - pienet (alle 4 mm:n) suonirakenteet
 - keuhkoveritulppa
 - sydän silloin, kun MRI ei ole mahdollinen pitkän sedaation tai metallisten implanttien vuoksi.

Tutkimuksen suoritus

Nykyisillä monileikelaitteilla tutkimus on niin nopea, että useimmat keuhkojen alueen tutkimukset voidaan pienille lapsille tehdä ilman hengityspidätystä. Sedaatioon liittyy usein atelektaasitaipumus (keuhkon tai sen osan ilmattomuus), mitä voi olla vaikea estää. Tällöin potilaan voi joutua kuvaamaan myös vatsallaan, jotta keuhkojen takaosien atelektaasit saadaan auki.

Kuvausalue riippuu indikaatiosta. Yleensä kuvataan koko alue keuhkojen kärjistä heti soppien alapuolelle, mutta kuva-alueen ylivoittamasta tulee välttää. Keuhkoissa on hyvä sisäinen kontrasti, joten keuhkojen alueella voi käyttää sekä matalaa putkijännitettä (kV) että sähkömäärää (mAs) ja näin pienentää potilaan säteilyaltistusta. Putkijännitteeksi riittää yleensä ainakin alle 10 kg painaville lapsille 80 kV ja alle 60 kg painaville 100 kV.

Varjoaineen tarve riippuu kuvausindikaatiosta, keuhkometastaasit näkyvät ilman varjoainettakin. Varjoaine on tarpeen ainakin keuhkokuumeen komplikaatioiden sekä kasvainten diagnostiikassa. Sitä voidaan käyttää myös välikarsinan rakenteiden rajaamiseksi etenkin pienillä lapsilla (thymus). Tarvittaessa käytetään ionisoitumatonta jodivarjoainetta, jonka konsentraatio on yleensä 300 mg I /ml. Varjoainemäärä on 1,5–2 ml/kg alle 20 kg painaville ja sitä isommille 1–1,5 ml/kg 50 ml:aan saakka. Varjoaineen ruiskutusnopeus riippuu lapsen koosta, suonesta ja kuvausindikaatiosta; yleensä se on 1-3 ml/s. Automaattiruiskua on syytä käyttää, mikäli mahdollista. Viive varjoaineen annon ja kuvauksen välillä on lapsen koosta riippuen 20–30 s, jolloin kaikki suonirakenteet tehostuvat.

8.2 Keuhkoparenkyymin HRTT

Hienopiirtotietokonetomografialla (ohutleiketietokonetomografia, HRTT, HRCT, high resolution computed tomography), jossa kuvataan ohuita yksittäisiä leikkeitä, voidaan selvittää keuhkoparenkyymin ja ilmatestien sairauksia. HRTT on keuhkokuvaa herkempi osoittamaan diffuusin interstitiaalisen (keuhkorakkulan välitilan) keuhkosairauden ja on tarkempi niiden karakterisoinnissa. Diffuusien interstitiaalisten keuhkosairauksien kirjo on lapsilla erilainen kuin aikuisilla. Sekä kliiniset että radiologiset löydökset ovat lapsilla usein epäspesifejä eikä histopatologinen erotusdiagnoosi kukaan ole aina suoraviivaista, joten diagnostiikka on siten haastavaa.

HRTT-tutkimuksen tarkoitus on todeta keuhkopatologia ja sen laajuus, karakterisoida muutokset ja rajata erotusdiagnoosia, sekä tarvittaessa osoittaa hyvä paikka näytteenotolle.

Sekundaarinen keuhkolobulus (secondary pulmonary lobule) on keuhkokudoksen perusyksikkö, pienin ohutleike-TT:ssä näkyvä sidekudoksen ympäröimä rakenne, joka käsittää kymmenkunta asinusta verisuonineen, ja sen anatomian ymmärtäminen on oleellista HRTT:n tulkinnessa ja muutosten luokittelussa.

Indikaatioita

- Normaali keuhkokuva ja vaikeat/selittämättömät keuhko-oireet, esim.
 - selittämätön kuume immuunipuutteisella
 - selittämätön hengenahdistus/hapetushäiriö
 - epäsuhta keuhkofunktiolöydösten ja keuhkokuvan kesken.

- Keuhkokuvalöydös on poikkeava, mutta epäspesifi
 - epäselvät nodulukset, varjostumat tai epäily interstitiaalisesta keuhkosairaudesta
 - näytteenottoaikan valinta.
- Keuhkoputkenlaajentumien (bronkiektasioiden) toteaminen.
- Komplisoituneen infektion seurannaisten osoittaminen oireiseksi jääneellä lapsella
 - pienten ilmäteiden tukkeutuminen eli obliteroiva bronkioliitti (OB) tai keuhkoputkenlaajentumat (bronkiektasiat).
- Kystinen fibroosi: vaikeusasteen, hoitovasteen arviointi (seurannassa myös MRI).
- BPD (bronkopulmonaarinen dysplasia): vaikeusasteen arviointi erityistapauksissa.
- Diffuusin keuhkosairauden seuranta.

Tutkimuksen suoritus

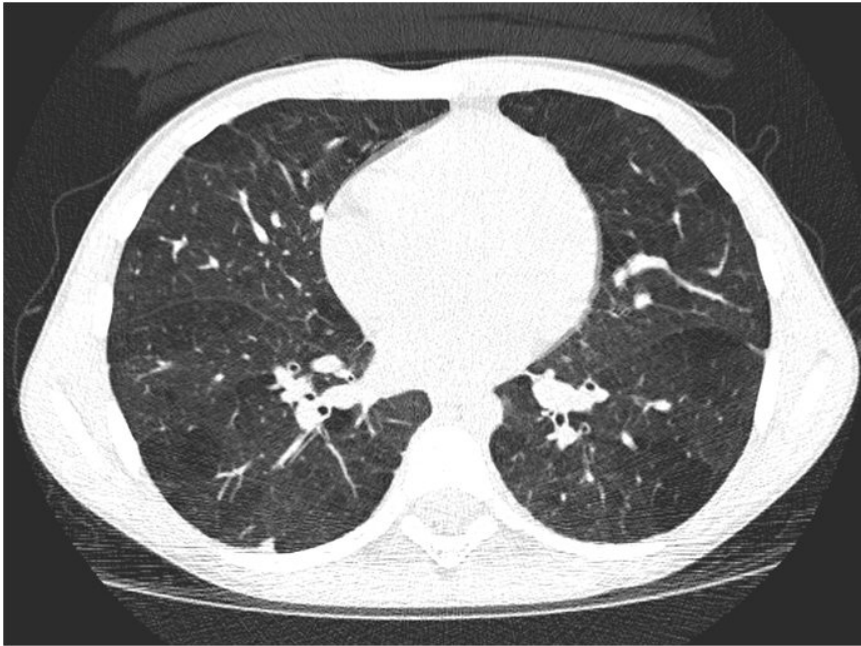
Hengityspidätys on tarpeen hyvälaatuisten kuvien aikaansaamiseksi, siksi pienet lapset joudutaan yleensä nukkuttamaan ja kuvaamaan hengityskontrollissa. Hyvä yhteistyö anestesiahenkilökunnan kanssa on tärkeää; kuvauksen onnistumiseksi hengityspidätysten väliä voidaan pidentää esim. 15–20 sekuntiin.

Jos nukutus kuvausta varten ei ole lapsen voinnin vuoksi mahdollista, voidaan kuvaus suorittaa lapsen hengittäessä kevyesti, jolloin diagnostinen tarkkuus tietysti kärsii. Vaihtoehtoisesti voidaan lapsi kuvata molemmilla kyljillä, jolloin ylempi keuhko ilmastoituu sisäänhengityksen tapaan, alempi uloshengityksen.

Kuvauksesta lasketaan reunakorosteisella rekonstruktioalgoritmillä aksiaaliset HRTT-leikkeet (1–1,5 mm) sisään- ja uloshengityksessä. Putken pyörähdysajan tulisi olla mahdollisimman lyhyt liikeartefaktujen vähentämiseksi. Sopiva leikeväli sisäänhengityskuvauksessa on ensitutkimuksessa yleensä 10 mm ja kontrollitutkimuksissa leikeväliä voidaan suurentaa 15–20 mm:iin. Uloshengitysleikkeitä otetaan 3–5 kpl siten että ylin on aortan kaaren yläpuolelta ja alin on noin 1 cm ylemmän pallean yläpuolelta. Uloshengityskuvien tarkoitus on ilmasalpauksen osoittaminen, joten niissä sallitaan huonompi kuvanlaatu kuin sisäänhengityskuvissa. Tämä on syytä huomioida kuvausarvoja valittaessa. Keuhkojen takaosan atelektaasin (ilmattomuuden) vuoksi voidaan joutua ottamaan lisäleikkeitä vatsallaan.

Kuvien ikkunointi tulee säätää kuvankatseluvälineiden ja -olosuhteiden mukaan. Tärkeää on kuitenkin käyttää aina samaa ikkunointia, mikä mahdollistaa myös kuvien vertailun.

Mikäli HRTT-kuvauksen lisäksi tarvitaan samalla helikaalikuvauksella, voidaan laadultaan riittävät HRTT-leikkeet nykyaikaisilla laitteilla yleensä rekonstruoida helikaalikuvauksen raakadatasta, eikä erillistä kuvausta tarvita. Tällöin tosin joudutaan mahdollisesti nostamaan putkivirtaa, sillä reunakorosteisilla algoritmeilla kuvan kohina lisääntyy. Varjoainetta ei käytetä.



Kuvat 4 ja 5. Esimerkkikuvat HRTT-leikkeistä, ylempi sisäänhengityksessä ja alempi uloshengityksessä.

8.3 Rintakehän alueen TT-angiografiat

Sydämen rakenteet näkyvät TT:tä paremmin ultraäänitutkimuksella, mutta suonirakenteiden suhteen voi näkyvyys jäädä riittämättömäksi. Etenkin vastasyntyneillä poikkeavat suonet voivat olla niin pieniä, että myöskään MRI-tutkimuksen erotuskyky ei ole riittävä. TT-tutkimuksessa saadaan samalla tietoa myös keuhkoputkista ja keuhkoparenkymistä, mikä voi olla hyödyllistä etenkin vastasyntyneillä.

Indikaatioita

- Pienet (alle 4 mm:n) suonirakenteet.
- Keuhkoveritulppa.
- Sydän silloin, kun MRI ei ole mahdollinen pitkän sedaation tai metallisten implanttien vuoksi.

Tutkimuksen suoritus

Pienillä lapsilla tarvitaan anestesia, mutta hengityspidätys ei yleensä ole tarpeen. Varjoainetehostamattomasta kuvauksesta ei angiografioiden yhteydessä yleensä ole hyötyä. Sydänkuvauksissa voidaan joskus kuvata sydän kahteen kertaan, jos tarkastellaan eri rakenteiden tehostumista eri aikoina.

Jotta haluttuihin suoniin saadaan riittävä konsentraatio, on riittävän nopeaa varjoaineruiskutusta varten syytä laittaa kanyyli kyynärtaipeeseen mahdollisimman isoon suoneen. Automaattiruiskua kannattaa käyttää varjoaineen ruiskuttamiseen aina, kun se on mahdollista. Viive varjoaineen ruiskutuksesta kuvauksen alkuun vaihtelee sen mukaan halutaanko nähdä esim. keuhkovaltimot, -laskimot, aortta vai kaikki yhtä aikaa. Viiveeseen vaikuttavat myös lapsen koko ja käytetty suoni. Lapsilla verenkierto on nopeaa ja varjoaineruiskutuksen viiveen arviointi siksi vaikeaa. Varjoaineen pitoisuuden automaattista mittausta on hyvä käyttää mahdollisuuksien mukaan. Kuitenkin aivan pienillä lapsilla voi ohjelma olla liian hidas laitteen tarvitseman viiveen vuoksi. Tällöin tarvittava viive kuvauksen alkuun täytyy arvioida. Jos kuvauksen käynnistää heti varjoaineruiskutuksen lopussa, ovat lapsella kaikki suonet yleensä kohtalaisen hyvin tehostuneina. Angiografioissa tehdään nopea varjoaineruiskutus, jonka jälkeen varjoaineen huuhtelu tehdään yhtä nopealla keittosuolaruiskutuksella. Vauvoilla 1–1,5 ml/s on yleensä riittävä ja vähän isommillakin lapsilla 2–3 ml/s. Yleensä vasta yli 10-vuotiailla voidaan tarvita 4–5 ml/s ruiskutusnopeuksia.

8.4 Kirjallisuutta

1. Copley SJ, Padley SP. High-resolution CT on paediatric lung disease. *European Radiology* 2001; 11 (12): 2564–2575.
2. García-Peña P, Boixadera H, Barber I et al. Thoracic findings of systemic diseases at High-resolution CT in children. *Radiographics* 2011; 31 (2): 465–482.
3. Klusmann M, Owens C. HRCT in pediatric diffuse interstitial lung disease – a review for 2009. *Pediatric Radiology* 2009; 39 Suppl 3: 471–481.
4. Kuhn JP, Brody AS. High-Resolution CT of pediatric lung disease. *Radiologic Clinics of North America* 2002; 40 (1): 89–110.
5. Webb WR. Thin-section CT of the secondary pulmonary lobule: Anatomy and the image – The 2004 Fleischner lecture. *Radiology* 2006; 239 (2): 322–338.

9. Vatsan alue

Ultraääni on ensilinjan tutkimus lasten vatsan alueen ongelmassa. MRI on laajalti korvannut TT:n, vaikka pitkät kuvausajat usein vaativatkin nukuksen. Vatsan alueen kasvaindiagnostiikassa ei TT:llä juuri enää ole sijaa, ja syövän seurannassakin hyvä käytäntö Suomessa on yhdistelmä keuhkojen TT – vatsan MRI.

Vatsansisäisen rasvan vähyys ja siten luonnollisten rasvarajojen huono erottuminen vaikeuttavat rakenteiden erottumista toisistaan. Siksi suonensisäisen varjoaineen (i.v. varjoaineen) käyttö on yleensä välttämätöntä. Suoliston täyttämistä röntgennegatiivisella tai -positiivisella varjoaineella ei ole kirjallisuudessa selvää konsensusta ja tarve riippuu indikaatiosta. Umpilisäkkeen tulehduksen diagnostiikka Suomessa perustuu edelleen suurimmalta osalta kliiniseen kuvaan ja jatkotutkimuksena ultraääntä voi käyttää erotusdiagnostisten vaihtoehtojen poissulkuun. Lapsen akuutin vatsan diagnostiikassa TT:llä hyvin harvoin on sijaa, lukuun ottamatta virtsatiekiviä, jotka ovat lapsilla harvinaisia. Tällöin TT tehdään ultraäänen jatkotutkimuksena erittäin matalalla annoksella ilman varjoainetta.

Vatsan alueen suonirakenteiden kuvantamisessa TT on edelleen tärkeä menetelmä, joskin tarve usein liittyy elinsiirtoihin ja niiden komplikaatioihin. Myös MRI-tutkimuksessa tehosteena käytettävä Gadolinium-yhdiste voi olla näille potilaille sopimaton sen käyttöön liitetyn nefrogeenisen systeemisen fibroosin (NFS) riskin vuoksi.

Indikaatioita

- Trauma, jossa kliininen epäily vatsan alueen vammasta tai epästabiili potilas.
- Komplisoitunut infektio, josta ultraäänitutkimuksella ei saada riittävästi tietoa eikä MRI-tutkimukseen ole mahdollisuutta.
- Virtsatiekiviepäily, jos ultraäänitutkimuksella ei saada riittävästi tietoa (matala-annostutkimus ilman varjoainetehostusta).

Tutkimuksen suoritus

Nykyisillä nopeilla TT-laitteilla ei hengityspysäys ole välttämätön, mutta suositeltava. Anestesian tarve tulee harkita tutkimuskohtaisesti lapsen kehitystaso huomioiden. Tutkimus tehdään useimmiten i.v. varjoainetehostusta käyttäen, joten lapsella tulee olla laskimoyhteys.

Suolen täyttämistä nestettä juottamalla tai värjäämistä juotavalla varjoaineella tulee harkita tapauskohtaisesti. Yleensä TT-kuvattavat lapset ovat sen verran huonokuntoisia, ettei varjoaineen juottoa pysty tekemään ja traumapotilaat kuvataan aina ilman juottoa. Lähinnä märkäpesäkkeitä hakiessa röntgenpositiivisesta suun kautta annettavasta varjoaineesta voi olla hyötyä. Mitä pienempi lapsi on sitä vähemmän on vatsan sisäistä rasvaa ja sitä vaikeampaa on suolen kulkua seurata. Kuvista voi olla vaikea sanoa, onko neste suolen sisä- vai ulkopuolella. Suun kautta nautittavana varjoaineena voi käyttää 10 ml vesiliukoista 300 mg I /ml varjoainetta lisättynä 400 ml vettä tai mehua. Tätä annetaan 20 ml/kg jaettuna kahteen annokseen. Varjoaineen kulku ohutsuolessa vaihtelee lapsilla suuresti, mutta läpikulkuajan on todettu olevan keskimäärin noin 1,5 tuntia. Ensimmäinen annos annetaan siten noin 1,5 tuntia ja toinen 15–30 min ennen kuvausta.

Suonensisäisenä varjoaineena käytetään pääsääntöisesti 300 mg I /ml ionisoitumatonta varjoainetta. Varjoainemäärä on tällöin 2 ml/kg. Kuvauksen viive riippuu lapsen koosta, käytetystä kanyylistä ja ruiskutusnopeudesta. Sopivan ruiskutusnopeuden (ml/s) laskemiseksi on olemassa erilaisia laskukaavoja, esimerkiksi: $\text{paino (kiloina)} \cdot 0,1$ tai vaihtoehtoisesti $(\text{varjoainemäärä (ml)}) / (\text{viive(s)} - 15\text{s})$.

Maksaparenkyymin tehostuminen on riittävä, kun maksalaskimoissa näkyy varjoainetta, tutkimusten mukaan siihen kuluu ruiskutuksesta pienillä lapsilla 50 s ja isommilla 60–70 s. Mikäli käytetään varjoaineen konsentraation automaattista mittausta, ROI sijoitetaan vatsa-aortan yläosiin, jolloin kuvaus käynnistetään lapsen koosta riippuen 30–50 s kuluttua siitä, kun aortassa on riittävä konsentraatio.

Kuva-alue rajataan palleasta häpyluuliitoksen alareunaan indikaation mukaan. Virtsateitä kuvattaessa kuva-alueen yläreuna laitetaan munuaisten yläreunaan. Kuva-alueen ylityöittämistä tulee välttää.

Katseltava leikepaksuus 2–3 mm on usein hyvä, jopa 4–5 mm voi tulla kyseeseen varsinkin isommilla lapsilla. Kuvarekonstruktio on yleensä pehmytkudospainotteinen, toki traumata-pauksissa on syytä tehdä myös luurekonstruktio. Keuhkoikkunan käyttö helpottaa mahdollisen suolen ulkopuolella olevan ilman havaitsemista. Rekonstruktiot on syytä tehdä myös koronaalisuunnassa, josta on apua suolen kulun seuraamisessa.

Lapsilla vatsan sisäisen rasvan vähäisyys vaikeuttaa suolen ja sen seinämän arviointia. Joskus umpilisäkkeen erottaminen ohutsuolesta on mahdotonta. Myös lievästi tulehtuneen suolen seinämän erottaminen normaalista voi osoittautua hankalaksi.

9.1 Vatsan alueen TT-angiografiat

Indikaatioita

- Vatsan alueen suonipoikkeavuuden kuvaaminen erityistapauksissa silloin, kun ultraääni ei anna riittävää tietoa ja MRI ei ole mahdollinen tai sen erotuskyky ei riitä.

Tutkimuksen suoritus

Jotta haluttuihin suoniin saadaan riittävä konsentraatio, on varjoaineruiskutusta varten kannyli syytä laittaa kyynärtaipeeseen mahdollisimman isoon suoneen. Sopiva varjoainemäärä on pääsääntöisesti 300 mg I /ml, yleensä 2 ml/kg. Viive riippuu lapsen koosta, käytetystä kanyylistä ja ruiskutusnopeudesta. Automaattiruiskua kannattaa käyttää varjoaineen ruiskuttamiseen aina kun se on mahdollista. Angiografioissa tehdään nopea varjoaineruiskutus ja sen jälkeen varjoaineen huuhtelu yhtä nopealla keittosuolaruiskutuksella. Vauvoilla 1–1,5 ml/s on yleensä riittävä ja vähän isommillakin lapsilla 2–3 ml/s, yleensä vasta teini-ikäisillä voidaan joskus tarvita 4–5 ml/s ruiskutusnopeuksia. Lapsilla verenkierto on nopeaa ja varjoaineruiskutuksen ennakon arviointi siksi vaikeaa. Varjoaineen konsentraation automaattista mittausta on hyvä käyttää mahdollisuuksien mukaan, tällöin ROI laitetaan tavallisesti vatsa-aortan yläosaan. Aivan pienillä lapsilla voi ohjelma olla liian hidas laitteen tarvitseman viiveen vuoksi, jolloin sitä ei voi käyttää. Jos kuvauksen käynnistää heti varjoaineruiskutuksen lopussa, ovat pienellä lapsella kaikki suonet yleensä kohtalaisen hyvin tehostuneina. Varjoaineen juottoa ei käytetä.

9.2 Kirjallisuutta

1. Frush DP. Pediatric abdominal CT angiography. *Pediatric Radiology* 2008; 38 Suppl 2: 259–266.

10. Trauma

Vakavasti vammautuneiden lasten kuvantamisessa TT on keskeisessä asemassa kuten aikuisillakin. Kuvantamistutkimusten tavoitteena on ensivaiheessa tunnistaa välittömästi henkeä ja terveyttä uhkaavat vammat. Lapsipotilaita ei kuitenkaan tule kuvata rutiininomaisesti tietokonetomografialla pelkästään korkean vammaenergian perusteella, vaan kuvausta tulee harkita aina tapauskohtaisesti. Lapsilla tietokonetomografiaa käytetään usein kohdennetusti niin, että kuvataan esimerkiksi pelkkä vatsa vartalon sijaan.

Vaikka ultraäänien sensitiivisyys ei lasten kohdallakaan ole kuin 55 %:n luokkaa, sen yhdistäminen kliiniseen tutkimiseen voi nostaa sensitiivisyyden 100 %:iin. Joka tapauksessa lasten tutkimisessa ultraäänellä on aikuisia selvästi suurempi rooli ja hemodynaamisesti stabiilien potilaiden kohdalla onkin ehdotettu normaalin FAST (focused assessment with sonography for trauma) tutkimuksen jälkeen perusteellisempaa SLOW (second look if otherwise well) ultraäänitutkimusta TT-tutkimuksen sijaan.

Päätös TT-tutkimuksesta tehdään kliinisen arvion perusteella (kipu, hemodynaaminen trendi, neurologia). Myös liitännäisvammat vaikuttavat arvioon, esimerkiksi selkärankamurtuma tai lantionmurtuma voi edellyttää tietokonetomografiaa.

10.1 Pään trauma

Koska varsinkin pienillä lapsilla tajunnantason arviointi vamman yhteydessä GCS (Glasgow Coma Scale) asteikkoa käyttäen on hyvin epäluotettavaa, on luotu erilaisia sääntöjä niiden potilaiden tunnistamiseksi, joille TT on tarpeen. Parhaiten arvioitu ohjeistus on ns. PECARN rule (Pediatric Emergency Care Applied Research Network) joka kuitenkin suosittaa TT-tutkimusta varsin herkästi. Seuraavassa esitetyt pään TT-tutkimuksen aiheet mukailevat Isossa Britanniassa (Dunning 2009, CHALICE rule) tehdyn tutkimuksen suosituksia. Käyttäen kyseisiä kriteerejä kliinisesti merkittävän aivovamman ennustamisen sensitiivisyys oli 98 % ja spesifisyys jopa 87 %.

- GCS < 14, alle 2-vuotiaalla < 15
- uneliaisuus tai poikkeava käytös
- neurologinen puutosoire
- yli 5 minuutin tajuttomuus
- yli 10 minuutin muistikatkos
- kallonpohjanmurtuman oire tai löydös
- iso kuhmu/ruhje (> 5 cm) päänahassa alle 2-vuotiaalla
- epileptinen kouristuskohtaus
- toistuva/lisääntyvä oksentelu
- lisääntyvä päänsärky
- korkeaenerginen vamma (esim. liikenneonnettomuus > 50 km/h, putoaminen > 3 m)
- monivamma.

10.2 Selkärangan trauma

Selkärangan traumatapauksissa on syytä muistaa, että lapsilla merkittävä selkäydinvamma voi esiintyä myös ilman luisten rakenteiden muutoksia (SCIWORA).

Indikaatioita

Kaularanka

- Kliininen epäily kaularankamurtumasta.
- Natiivikuvassa epäselväksi jäänyt murtuma tai epäily instabiilista murtumasta.

Monikeskustutkimuksessa (Leonard et al 2010) suositeltuja kriteerejä, jotka merkitsevät lisääntyntä kaularankamurtuman riskiä:

- alentunut tajunnantaso traumapotilaalla (myös intoksikaatio)
- neurologiset oireet
- kaularangan kipu
- Tortikollis (servikaalinen dystonia, kierokaula)
- huomattava vartalon alueen vamma
- altistava tila (kuten esimerkiksi Downin synrooma, spondyloepifyseaalinen dysplasia (SED))
- sukeltaminen vammamekanismina
- korkeaenerginen vammamekanismi.

Rinta- ja lanneranka

- Natiivikuvassa epäselväksi jäänyt murtuma tai epäily instabiilista murtumasta selkärangassa.

10.3 Rintakehän ja vatsan alueen trauma

Indikaatioita

- Kliininen epäily rintaontelon alueen vammasta tai vatsan sisäelimen repeämästä.
- Ultraäänitutkimuksessa todetun parenkymielinvamman tarkempi selvittely.
- Thorax-kuvassa todetun muutoksen tarkempi selvittely.

10.4 Traumatutkimuksen suoritus

Pään alue kuvataan ilman varjoainetta helikaalikuvauksena tai aksiaalileikkein. Helikaalikuvauksessa silmien annos voi nousta suuremmaksi, jos ylisäteilytystä ei ole estetty. Helikaalikuvaus mahdollistaa tarvittaessa kasvojen alueen kuvaamisen samalla, jolloin annos voi jäädä pienemmäksi kuin erikseen kuvaamalla.

Kaularanka voidaan kuvata kaulurin kanssa. Vartalon alueen kuvaus tulisi tehdä kädet pään yläpuolella, jos se on mahdollista. Kun vartalon alue kuvataan yhtenä pakkana, jää säteilyaltistus pienemmäksi. Vartalon tutkimus tehdään i.v. varjoainetehosteisena (2 ml/kg, 300 mg I /ml). Suolistovarjoainetta ei käytetä. Jos tutkimuksen yhteydessä tarvitaan TT-angiografia (esim. alaraajat), on se syytä tehdä ennen vartalon kuvausta. Tällöin voi vartalon kuvauksessa hyödyntää angiografiassa käytettyä varjoainetta esimerkiksi virtsateiden osalta.

Rintakehän kuvaus pyritään ajoittamaan siten, että suurissa suonissa on hyvä varjoainekonsentraatio.

Vatsan alueella pyritään hyvään parenkymielinten tehostumiseen. Sopiva viive vaihtelee

suuresti lapsen koon ja hemodynamiikan mukaan (noin 10–30 s rintakehän ja 50–70 s vatsan alueella). Vaihtoehtoisesti voidaan käyttää kaksivaiheista varjoaineruiskutusta (2 ml/kg). Tällöin 80 %:a varjoaineesta ruiskutetaan vatsan alueelle ennakoon ja 20 % juuri ennen kuvauksen alkua, suurten suonten tehostamiseksi. Koko vartalo kuvataan yhtenäisenä pakkana. Näin saadaan kuvat, joissa sisäelimet ovat tehostuneet ja suurissa suonissa on riittävän vahva varjoainekonsentraatio. Jos munuaisvamman yhteydessä epäillään pikariallas-systeemin vauriota, kuvataan jälkikuvat munuaistasolta 5–15 minuutin kuluttua mahdollisen varjoaineen vuodon näkemiseksi. Vauvoilla ruiskutusnopeus 1–1,5 ml/s on yleensä riittävä ja vähän isommillakin lapsilla 2–3 ml/s. Yleensä vasta teini-ikäisillä voidaan joskus tarvita 4–5 ml/s ruiskutusnopeuksia.

10.5 Kirjallisuutta

1. Dunning J et al. Derivation of the children's head injury algorithm for the prediction of important clinical events decision rule for head injury in children. *Archives of Disease in Childhood* 2006; 91: 885–891.
2. Kuppermann N et al. Identification of children at very low risk of clinically- important brain injuries after head trauma: a prospective cohort study. *Lancet* 2009; 374 (9696): 1160–1170.
3. Leonard JC et al. Factors associated with cervical spine injury in children after blunt trauma. *Annals of Emergency Medicine* 2011; 58 (2): 145–155.
4. Maguire JL, Boutis K, Uleryk EM et al. Should a head-injured child receive a head CT scan? A systematic review of clinical prediction rules. *Pediatrics* 2009; 124: e145–154.
5. Scaife E, Rollins MD. Managing radiation risk in the evaluation of the pediatric trauma patient. *Seminars in Pediatric Surgery* 2010; 19: 252–256.

11. Ortopediset tutkimukset

Ortopediset TT-tutkimukset tehdään yleensä operatiivisen hoidon suunnittelemiseksi. Luiden luonnollinen kontrasti mahdollistaa yleensä matalan putkijännitteen käytön (80 kV) isomillakin potilailla. Toisaalta kuvausarvoja voidaan joutua lisäämään, jos kuvausalueella on metallia aiempien operaatioiden jäljiltä.

11.1 Alaraajojen pituuseromittaus suunnittelukuvasta

Alaraajojen pituusero määritetään ensisijaisesti kliinisesti ja kuvantamista käytetään, kun suunnitellaan kasvulinjan luuduttamista. Tavoitteena on selvittää painottuuko pituusero reiden vai säären alueelle. TT:n suunnittelukuvaus on suositeltava menetelmä sen pienen säteilyaltistuksen vuoksi, mutta maaten otetussa kuvassa mahdollinen jalkaterän vaikutus pituuseroon tai nivelten virheasento eivät välttämättä ole määritettävissä.

Indikaatioita

- Alaraajojen pituuseron selvittely, kun suunnitellaan kasvulinjan luuduttamista ja alaraajojen pituusero on kliinisesti yli 2 cm.

Tutkimuksen suoritus

Mittaus tehdään suunnittelukuvasta. Suunnittelukuva otetaan mahdollisuuksien mukaan PA-suunnasta ja usein 80 kV on riittävä kun kyse on luisista rakenteista. Potilas asetellaan jalat samalla tavalla vierekkäin, lantio mahdollisimman suorassa, jalkaterät eteenpäin, ei ulkorotaatiossa, varpaat yhteen (voi käyttää tukia polvien ympärillä tai jalkaterien vierellä).

11.2 Nivelet

Yhden nivelen (esimerkiksi nilkka) sijoittaminen kuvausalueelle siten, että automaattinen putkivirransäätö toimisi oikein, on hankalaa, joten nivelten kuvauksessa kannattaa harkita kiinteiden kuvausarvojen käyttöä.

Indikaatioita

- Nivelpintaan ulottuvan murtuman tarkempi selvittely hoidon suunnittelemiseksi.

Tutkimuksen suoritus

Luisissa rakenteissa luonnollinen kontrasti on suuri, joten voidaan käyttää matalampia kuvausarvoja. Putkijännitteeksi riittää 80 kV ja varsinkin pienten nivelten kuvaamisessa riittää myös pieni mAs-arvo. Kuvausalue rajataan vain tutkittavaan nivelen alueelle, jolta kuvataan koko murtuma sekä kasvulinjojen alue. Kyynärpää voidaan joutua kuvaamaan vartalon vieressä, jos se ei ylety tai sitä ei pysty nostamaan pään yläpuolelle. Tällöin sekä kV että mAs joudutaan nostamaan lähes vartalon kuvauksen mukaiseksi. Raajojen kuvauksessa voi mahdollisuuksien mukaan käyttää myös ns. raaja-TT-laitetta, joka mahdollistaa esimerkiksi pelkän kyynärpään kuvaamisen ilman vartalon alueen säteilyaltistusta.

11.3 Kasvulinjan kuvaus kasvulukon selvittämiseksi

Indikaatioita

- Natiivikuvassa havaitun kasvulukon laajuuden selvittäminen hoidon suunnittelua varten.

Tutkimuksen suoritus

Kuvausalue rajataan vain tutkittavaan nivelen alueelle, jolta kuvataan kasvulinjojen alue. Kyynärpää voidaan joutua kuvaamaan vartalon vieressä, jos se ei ylety/sitä ei pysty nostamaan pään yläpuolelle. Tällöin sekä kV että mAs joudutaan nostamaan lähes vartalon kuvauksen mukaiseksi. Raajojen kuvauksessa voi mahdollisuuksien mukaan käyttää ns. raaja-TT-laitetta, joka mahdollistaa esim. pelkän kyynärpään kuvaamisen ilman vartalon alueen säteilyaltistusta. Kuvauksesta rekonstruoidaan kasvulinjan suuntaiset leikkeet, joista mitataan ennenaikaisesti luutuneen osan osuus koko kasvulevyn pinta-alasta.

11.4 Lonkkaluksaation kipsihoito

Indikaatioita

- Kipsihoidossa olevan lonkan asennon tarkistaminen silloin, kun MRI-tutkimus ei ole mahdollinen.

Tutkimuksen suoritus

Kipsi stabiloi lapsen lantion niin, että tutkimus voidaan yleensä tehdä ilman nukutusta. Kuvausalue rajataan lonkkamaljan yläreunasta vain juuri reisiluun pään alapuolelle. Kuvaus voidaan tehdä 2–3 aksiaalileikkeellä tai lyhyenä helikaalikuvauksena. Matala jännite (80 kV) ja matala mAs riittää tarvittavaan kuvanlaatuun luisen tumakkeen asennon selvittämiseksi luisessa lonkkamaljassa. Jos tarvitaan tarkempaa rustoisten rakenteiden selvittelyä, se tehdään MRI kuvauksella.

11.5 Selkäranka

Indikaatioita

- Natiivikuvassa epäselväksi jäänyt murtuma.
- Epäily instabiilista murtumasta selkärangassa.
- Anatomian tarkka selvittely, kun suunnitellaan leikkaushoitoa potilaalle skolioosin tai nikama-anomalioiden vuoksi.

Tutkimuksen suoritus

Murtuman yhteydessä kuvattava alue määritellään natiiviröntgenkuvalöydöksen perusteella, kuva-alueen ylivoittamista tulee välttää. Leikkausten suunnittelussa leikkaava lääkäri määrittelee kuvausalueen sen mukaan, mille laajuudelle instrumentaatiota suunnitellaan. Myös normaalien nikamien pedikkeleitä kuvataan riittävän laajasti ja nikamien tulee olla laskettavissa. Kun TT-kuvausdataa käytetään myös pohjana tehtäessä leikkausten suunnittelua varten kolmiulotteisia muovimalleja, on näistä tutkimuksista syytä tallentaa raakadata lähetettäväksi malleja tekevään yksikköön.

12. Isotooppilääketieteen yhdistelmä tutkimukset

Isotooppilääketieteen yhdistelmä kuvantamisessa tietokonetomografiaa voidaan käyttää kolmessa eri tarkoituksessa:

- vaimennuskorjauksessa
- radioaktiivisen lääkkeen kertymän anatomisessa paikantamisessa
- diagnostisena tutkimuksena.

Nämä eroavat toisistaan tarvittavan kuvanlaadun ja siten potilaan säteilyaltistuksen suhteen. Tarvittava kuvanlaatu on määritettävä etukäteen, jotta tutkimus voidaan optimoida. Laitevalmistajien ennalta määrittämät lapsiprotokollat on tyypillisesti suunniteltu hyvän kuvanlaadun tuottamiseksi eikä niitä ole optimoitu potilasannoksen suhteen.

TT-laitteiston avulla voidaan tutkittavasta alueesta tuottaa vaimennuskorjauskartta (attenuation correction map), jonka avulla voidaan korjata isotooppikuviin vaikuttava säteilyn vaimeneminen potilaassa. Vaimennuskorjauskartan muodostuksessa käytetään hyödyksi TT-kuvan elektronitiheystietoa. Vaimenemiskartan tuottamiseen riittää kuvaaminen erittäin alhaisella virralla. Varsinkin pienten lasten kohdalla käytännössä TT-laitteilla voidaan valita pienimmät mahdolliset kuvausarvot, jotka laitteisto pystyy tuottamaan kuvanlaadun säilyessä silti riittävänä tai jopa tarpeettoman hyvänä. Pienissä lapsissa tapahtuva säteilyn vaimeneminen on vähäistä, minkä vuoksi SPECT-tutkimuksen (single-photon emission tomography) yhteydessä vaimennuskorjaus ei yleensä ole tarpeellista. Homogeenisissä kohteissa (kuten lapsen pää) voidaan tarvittaessa käyttää laskennallisia vaimennuskorjausmenetelmiä. PET-kuvien (positron emission tomography) kvantitatiivinen analysointi vaatii aina vaimennuskorjauksen.

Patologisten radioaktiivisten lääkkeiden kertymien paikantamiseksi tarvitaan kuvanlaatu, jossa anatomiset rakenteet ovat erotettavissa. Tällainen kuvanlaatu on usein riittävä myös korvaamaan diagnostisen kontrolli- TT-tutkimuksen etenkin rintakehän alueella.

Diagnostista kuvanlaatua tarvitaan isotooppitutkimuksen yhteydessä vain, jos sillä voidaan korvata muutenkin tarvittava diagnostinen TT-tutkimus. Lasten TT-tutkimuksissa diagnoosin tekoon riittää yleensä kohinaisempi kuvanlaatu kuin aikuisten tutkimuksissa. Tarvittava kuvanlaatu on syytä optimoida yhdessä lasten kuvantamiseen perehtyneen radiologin kanssa. Kuvanlaatua määritettäessä on lisäksi otettava huomioon, tarvitaanko TT-tutkimusta esimerkiksi ulkoisen sädehoidon annoslaskentaan tai myöhempiin kuvafuusiioihin. Varjoaineen käyttäminen vaimennuskorjauskuvauksen yhteydessä voi aiheuttaa ylikorjausta, minkä vuoksi vaimennuskorjauskuvauksien yhteydessä ei yleensä voi käyttää varjoainetta.

Indikaatioita

- Useimmat lasten syöpätyypit keräävät F-18-fluorideoksiglukoosia (F-18-FDG), mikä on PET-TT:ssä useimmin käytetty merkkiaine. Diagnoosivaiheessa PET-TT:tä tulisi harkita, kun kyseessä on:
 - Hodgkinin lymfooma
 - non-Hodgkinin lymfooma, jossa epätyypillinen primaari/metastasointi

- ekstramedullaarinen leukemia, mikäli primaarituumori ei ole tiedossa
- pehmytkudossarkooma
- MIBG-negatiivinen neuroblastooma
- itusolusyöpä
- Langerhansin solu–histiosytoosi.
- Seurantakuvantaminen on aiheellista vain, jos taudin uusiminen tai leviämislöydös vaikuttaa potilaan hoitoon. Taudin uusimisessa sädehoidon suunnittelua tai näytteenotopaikan selvittelyä varten PET-TT voi olla käyttökelpoinen.
- Hoitovastearviokuvausta PET-TT:llä tulisi harkita non-Hodgkinin lymfoomassa, kun perinteisellä kuvantamisella todetaan huono vaste, jolloin saadaan tietoa jäännöstuumorin aktiivisuudesta.
- Lasten SPECT-tutkimuksissa TT:n käyttö on harvinaista, mutta joissakin tapauksissa kuten ektooppisen mahalaukun limakalvon gammakuvauksessa, TT-lokalisaatio voi olla selventävä.

Tutkimuksen suoritus

Aina ennen kuvausta on syytä selvittää, onko potilaalle suunniteltu diagnostinen TT-tutkimus, joka mahdollisesti voitaisiin korvata isotooppitutkimuksen yhteydessä tehdyllä TT-kuvauksella.

Yhdistelmäkuvauksessa isotooppitutkimus kannattaa tehdä mahdollisuuksien mukaan ensin, sillä se useimmiten voidaan tarvittaessa uusida. Jos TT on tehty ensin ja potilas liikkuu kesken isotooppikuvauksen, TT-kuvaus on tehty turhaan. PET-TT-tutkimuksissa tehdään kuitenkin ensiksi TT-tutkimus, jonka pohjalta PET-kuvaus suunnitellaan. Potilaan liikkuminen PET-kuvauksen aikana voi siis pilata aluksi otetun suunnittelukuvan, ja mahdollisesti myös matala-annos TT:n. Osa PET-tutkimuksissa käytetyistä isotoopeista on nopeasti hajoavia, eikä tutkimusta voida suorittaa kovin monta kertaa uudestaan. Potilaan huolellinen tukeminen myös anestesian aikana on tärkeää tutkimuksen onnistumiselle.

Isotooppikuvauksissa on syytä ottaa huomioon pitkät kuvausajat. Tämän takia pienet lapset kuvataan tyypillisesti anestesiassa. Potilas pitää myös huolellisesti tukea kuvauksia varten, sillä pitkän anestesian jälkeen on raportoitu hermovaurioita.

Vanhemmat voivat olla tarvittaessa lapsen vieressä koko isotooppitutkimuksen ajan ja sopiva viihdyke (esimerkiksi DVD tai kirja) yleensä riittää pitämään lapsen rauhallisena koko tutkimuksen ajan. Säteilysuojelusyistä ei tarvitse olla poissa lapsen vierestä, mutta TT-tutkimuksen ajaksi on syytä mahdollisuuksien mukaan siirtyä kauemmaksi ja saattaja on suojattava asianmukaisesti (lyijyliivit, kilpirauhassuojain, mahdollisesti lyijylasit).

12.1 Kirjallisuutta

1. Alessio AM, Kinahan PE et al. Weight-based, low-dose pediatric whole-body PET/CT protocols. *Journal of Nuclear Medicine* 2009; 50 (10): 1570–1577.
2. Antoch G, Feudenberg LS, Beyer T, Bockisch A, Debatin JF. To Enhance or Not to Enhance? 18F-FDG and CT Contrast Agents in Dual-Modality 18F-FDG PET/CT. *Journal of Nuclear Medicine* 2004; 45 Suppl 1: 56S–65S.
3. Barrington SF, Begent J, Lynch T, et al. Guidelines for the use of PET-CT in children. *Nuclear Medicine Communications* 2008; 29 (5): 418–424.
4. Chawla SC et al. Estimated cumulative radiation dose from PET/CT in children with malignancies: a 5-year retrospective review. *Pediatric Radiology* 2010; 40 (5):681–686. Epub 2009 Dec 5.
5. Dacian V. Bonta, Richard L. Wahl. Overcorrection of iodinated contrast attenuation in SPECT-CT: Phantom studies. *Medical Physics* 2010; 37: 4897–4901.
6. Fahey FH, Palmer MR, Strauss KJ, Zimmerman RE, Badawi RD, Treves ST. Dosimetry and adequacy of CT-based attenuation correction for pediatric PET: phantom study. *Radiology* 2007; 243 (1): 96–104.



Laippatie 4, 00880 Helsinki
Puh. (09) 759 881, fax (09) 759 88 500
www.stuk.fi

ISBN 978-952-478-742-0

ISSN 1799-9464

Editat Prima Oy, Helsinki 2012